



**Agnes
Maria
da Fonseca
Fausto**

**Estudo de otimização de imagem e dose em
mamografia digital**



**Agnes
Maria
da Fonseca
Fausto**

Estudo de otimização de imagem e dose em mamografia digital

Tese apresentada à Universidade de Aveiro para cumprimento dos requisitos necessários à obtenção do grau de Doutor em Física, realizada sob a orientação científica da Doutora Maria do Carmo Carrilho Calado Antunes Lopes, Professora Associada Convidada do Departamento de Física da Universidade de Aveiro e da Doutora Maria Carmen Fernandes de Sousa, do Serviço de Física Médica, do Instituto Português de Oncologia de Coimbra Francisco Gentil, EPE.

Apoio financeiro da Universidade Estadual de Santa Cruz no âmbito do Programa de Qualificação Docente.

Esta tese foi escrita seguindo o português do Brasil ao abrigo do novo acordo ortográfico e adota, no sistema de referências, as orientações da Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT)

“É preciso acreditar em algo e, sobretudo, é preciso ter um sentimento de responsabilidade coletiva, pelo qual cada um de nós é responsável por todos os outros”

(SARAMAGO, 2010, p. 223)

o júri

presidente

Doutora Celeste de Oliveira Alves Coelho
Professora Catedrática da Universidade de Aveiro

Doutora Isabel Maria Amorim Pereira Ramos
Professora Catedrática da Faculdade de Medicina da Universidade do Porto

Doutora Maria Celeste da Silva do Carmo
Professora Catedrática da Universidade do Porto

Doutora Tânia Aparecida Correia Furquim
Investigadora, Departamento de Física Nuclear do Instituto de Física da Universidade de São Paulo, Brasil

Doutora Maria do Carmo Carrilho Calado Antunes Lopes
Professora Associada Convidada da Universidade de Aveiro (Orientadora)

Doutora Maria Carmén Fernandes de Sousa
Física Médica do Instituto Português de Oncologia de Coimbra Francisco Gentil, EPE
(Coorientadora)

Doutora Sandra Rebelo Sarmento
Física Médica do Instituto Português de Oncologia do Porto Francisco Gentil, EPE

agradecimentos

Esta tese de doutoramento é fruto de uma construção conjunta! Aconteceu, pois houve o apoio, o carinho e o incentivo de muitas pessoas que deixaram uma marca indelével em minha vida, a de que somos realmente um ser social e que só caminhamos porque, além da decisão e determinação de fazê-lo, contamos também com o apoio e a contribuição daqueles que nos propiciaram o seu melhor para que o projeto se realizasse. Tenho tanto que agradecer e a tantas pessoas que fico ainda maravilhada de como este trabalho se sucedeu...

A algumas pessoas tão próximas no tempo como a Doutora Maria do Carmo Lopes com a sua orientação, liderança e visão fora do comum, a Doutora Maria Carmen de Sousa com a sua precisão e constância, ao Dr. Idílio Gomes com a sua total confiança e disponibilidade extraordinária, a cada Médica, Física e Físico, Técnicas e Técnicos e às Equipes de apoio do IPOC que com o seu trabalho, sorriso e carinho contribuíram e tornaram possível o desempenho dos trabalhos, transformando o IPOC em uma extensão de minha casa!

À Doutora Maria Celeste do Carmo, ao Doutor Armando Neves, aos demais professores e colegas do I3N e a todas as amigas e amigos do Departamento de Física da Universidade de Aveiro, que tanto me ajudaram de forma incondicional afetiva e efetivamente!

Agradeço a todos os amigos e colegas da Universidade Estadual de Santa Cruz que viabilizaram este trabalho e incentivaram minha permanência em Portugal, em particular o Doutor Fermin Garcia Velasco. Às queridas e aos queridos amigos da Universidade de São Paulo em especial a Doutora Emico Okuno e a Doutora Tânia Furquim que a tantos anos me apoiam e são parceiras imprescindíveis nestas jornadas...

A todas as Irmãs e meninas da Residência Universitária Teresiana que me propiciaram todo o apoio logístico e afetivo em Coimbra. Ao Celso e membros da “Tribo” pelo acompanhamento e incentivo constante!

A meus pais e familiares, em especial às minhas três irmãs Angela, Índia e Aline e ao Anderson que além de parentes são cúmplices e incentivadores nesta caminhada de à muito tempo...

Em especial ao Hugo Neves e ao Roberto Carvalho pelo trabalho de diagramação e revisão do texto.

Agradeço a todos a oportunidade de ter podido viver a experiência do desenvolvimento de um trabalho fruto de um grande esforço coletivo!

palavras-chave

mamografia digital, qualidade da imagem, análise contraste-detalle, figura de mérito, otimização, CDMAM, TOR MAM

resumo

O objetivo deste trabalho foi efetuar um estudo de otimização dos parâmetros de exposição do mamógrafo digital da marca GE, modelo Senographe DS instalado no Instituto Português de Oncologia de Coimbra (IPOC) baseado numa análise contraste detalhe e avaliar o impacto do resultado obtido na melhoria da capacidade de detecção clínica das estruturas da mama.

O mamógrafo em estudo dispõe de um sistema de controle automático da exposição designado por sistema AOP (Automatic Optimization of Parameters) que foi otimizado pelo fabricante a partir da razão contraste ruído. O sistema AOP é usado na prática clínica na quase totalidade dos exames de mamografia realizados no IPOC.

Tendo em conta o tipo de estrutura que se pretende visualizar na mamografia, nomeadamente estruturas de baixo contraste como as massas e estruturas de dimensão submilimétrica como as microcalcificações, a análise contraste detalhe poderia constituir uma abordagem mais adequada para o estudo de otimização dos parâmetros de exposição uma vez que permitiria uma avaliação conjunta do contraste, da resolução espacial e do ruído da imagem.

Numa primeira fase do trabalho foi efetuada a caracterização da prática clínica realizada no mamógrafo em estudo em termos de espessura de mama comprimida “típica”, dos parâmetros técnicos de exposição e das opções de processamento das imagens aplicadas pelo sistema AOP (combinação alvo/filtro, tensão aplicada na ampola - kV_p e produto corrente-tempo da ampola - mAs).

Numa segunda fase foi realizado um estudo de otimização da qualidade da imagem *versus* dose na perspectiva dos parâmetros físicos. Para tal foi efetuada uma análise contraste-detalle no objeto simulador de mama CDMAM e usada uma figura de mérito definida a partir do IQF_{inv} (*inverted image quality figure*) e da dose glandular média. Os resultados apontaram para uma diferença entre o ponto ótimo resultante do estudo de otimização e o ponto associado aos parâmetros de exposição escolhidos pelo sistema AOP, designadamente no caso da mama pequena.

Sendo a qualidade da imagem na perspectiva clínica um conceito mais complexo cujo resultado da apreciação de uma imagem de boa qualidade deve ter em conta as diferenças entre observadores, foi efetuado na última parte deste trabalho um estudo do impacto clínico da proposta de otimização da qualidade de imagem. A partir das imagens realizadas com o objeto simulador antropomórfico TOR MAM simulando uma mama pequena, seis médicos(as) radiologistas com mais de 5 anos de experiência em mamografia avaliaram as imagens “otimizadas” obtidas utilizando-se os parâmetros técnicos de exposição resultantes do estudo de otimização e a imagem resultante da escolha do sistema AOP.

A análise estatística das avaliações feitas pelos médicos indica que a imagem “otimizada” da mama pequena apresenta uma melhor visualização das microcalcificações sem perda da qualidade da imagem na deteção de fibras e de massas em comparação com a imagem “standard”.

Este trabalho permitiu introduzir uma nova definição da figura de mérito para o estudo de otimização da qualidade da imagem *versus* dose em mamografia. Permitiu também estabelecer uma metodologia consistente que pode facilmente ser aplicada a qualquer outro mamógrafo, contribuindo para a área da otimização em mamografia digital que é uma das áreas mais relevantes no que toca à proteção radiológica do paciente.

keywords

digital mammography, image quality, contrast-detail analysis, figure of merit, optimization, CDMAM, TOR MAM

abstract

The aim of this work was to study the optimization of exposure parameters of a GE digital mammography, Senographe DS model installed at the Portuguese Institute of Oncology in Coimbra (IPOC) based on an analysis contrast detail and evaluate the impact of the result in improved ability of clinical detection of breast structures.

The mammograph under study has a system of automatic exposure control called AOP (Automatic Optimization of Parameters) that has been optimized by the manufacturer from the noise contrast ratio. The AOP system is used in clinical practice in almost all mammograms performed in IPOC.

Taking into account the type of structure that we want to see on mammography, namely low contrast structures such as the masses and sub millimeter-sized structures such as micro calcifications, contrast detail analysis could provide a more appropriate approach for the study of optimization of exposure parameters since they allow for a joint assessment of contrast, spatial resolution and image noise.

In a first phase of the work we establish the characterization of the clinical practice carried out in the mammograph under study in terms of the "typical" compressed breast thickness, technical exposure parameters and options of image processing applied by the AOP system (combination anode / filter, the bulb applied voltage - kV_p and current-time product - mAs).

In the second phase we conducted a study to optimize the image quality *versus* dose from the point of view of the physical parameters. For such a study was performed a contrast-detail analysis on the breast phantom CDMAM and used a figure of merit defined from IQF_{inv} (inverted image quality figure) and the average glandular dose. The results showed a significant difference between the optimum point resulting from optimization study and the operation point associated with the exposure parameters chosen by the AOP system, particularly in the case of small breast.

As the image quality in clinical perspective is a more complex concept whose result of the appreciation of a good quality image must take into account the differences between observers, in the latter part of this work was made a study of the clinical impact of the proposed image quality optimization. From the images taken with the anthropomorphic phantom TOR MAM simulating a small breast, six physicians radiologists with over 5 years experience in mammography evaluated the "optimized" images obtained using the technical parameters of the exposure resulting from the optimization study and the resulting image from the choice of the AOP system.

Statistical analysis of the assessments made by the physicians indicates that the small breast "optimized" image shows a better view of micro calcifications without loss of image quality in the detection of fibers and masses in comparison to the "standard" image.

This work allowed to introduce a new definition of the figure of merit for the optimization study of dose *versus* image quality in mammography and also allowed us to establish a consistent methodology that can be easily applied to any other mammography system, contributing to the field of optimization in digital mammography which is one of the most relevant with regard to the radiological protection of patients.

GLOSSÁRIO DE ACRÔNIMOS

A/F	Anode / filter	Alvo / filtro
ACR	American College of Radiology	Colégio Americano de Radiologia
AEC	Automatic exposure control	Controle de exposição automática
AGD	Average glandular dose	Dose glandular média
ALARA	As low as reasonably achievable	Tão baixo quanto razoavelmente possível
AOP	Automatic optimization of parameters	Otimização automática dos parâmetros
BSGI	Breast specific gamma Imaging	Imagem gama específica para a mama
CDMAM	Contrast-detail mammography phantom	Objeto simulador mamográfico de contraste detalhe
CNT	Contrast mode of the AOP system	Modo contrastado do sistema AOP
CR	Computed radiography	Radiografia computadorizada
CRT	Cathodic ray tube	Tubo de raios catódicos
CV		Coeficiente de variação
DICOM	Digital imaging and communications in medicine	Comunicação de imagens digitais em medicina
DOSE	Dose mode of the AOP system	Modo dose do sistema AOP
DR	Digital radiography	Radiografia digital
$K_{a,i}$	Entrance air kerma at the surface	Kerma no ar à superfície de entrada
ESE	Entrance skin exposure	Exposição à entrada da pele
FFDM	Full field digital mammography	Mamógrafo digital de campo total
FOM	Figure of merit	Figura de mérito
IAEA	International Atomic Energy Agency	Agência Internacional de Energia Atômica
ICC	Intraclass correlation coefficient	Coeficiente de correlação intraclasse

IQF	Image quality figure	Figura de qualidade da imagem
IQF _{inv}	Inverted image quality figure	Inverso da figura de qualidade da imagem
kerma	Kinetic energy released in material	Energia cinética depositada na matéria
LAR	Lifetime attributable risk	Risco atribuível ao longo da vida
LCC	Left crânio caudal	Crânio caudal esquerdo
LMLO	Left medio lateral oblique	Médio lateral oblíquo esquerdo
MBI	Molecular breast imaging	Imagem molecular de mama
Mo	Molybdenum	Molibdênio
NHSBSP	National Health Service Breast Screening Programme	Programa Nacional de Saúde Pública de Rastreio da Mama
PEM	Positron emission mammography	Mamografia por emissão de pósitrons
PMMA	Polymethyl methacrylate	Acrílico, ou plexiglass ou polimetilmetacrilato
RCC	Right craniocaudal	Crânio caudal direito
Rh	Rhodium	Ródio
RMLO	Right mediolateral oblique	Médio lateral oblíquo direito
ROI	Region of interest	Região de interesse
SFM	Screen film mammography	Mamografia com tela-filme
STD	Standard mode of the AOP system	Modo padrão do sistema AOP
TFT	Thin film transistor	Transístor de filme fino
TOR MAM	Test object in mammography	Simulador de mama
WL	Window level	Nível de janela
WW	Window width	Largura de janela

LISTA DE FIGURAS

- Figura 2.1 Visão geral de avaliação da qualidade da imagem, desde os indicadores fundamentais (ruído, resolução espacial e contraste) às avaliações de conjunto (NPS, MTF e SNR) e avaliações globais (análise contraste detalhe (CD), modelo de rose e análise ROC). Adaptado de (HASEGAWA, 1991)
- Figura 3.1 Mamógrafo modelo Senographe DS da GE
- Figura 3.2 Objeto simulador CDMAM 3.4
- Figura 3.3 Curva de Contraste vs Detalhe obtido a partir da exposição do objeto simulador CDMAM com uma placa de 10 mm de PMMA em modo STD no mamógrafo Senographe DS
- Figura 3.4 Posicionamento do simulador CDMAM no mamógrafo
- Figura 3.5 Conjunto dosimétrico da RADCAL modelo 9095 com câmara de ionização 10x9-6M posicionada para medir o $K_{a,i}$
- Figura 3.6 Esquema do TOR MAM
- Figura 4.1 Histograma da distribuição de pacientes por idade na instituição
- Figura 4.2 Histograma da distribuição das espessuras de mamas comprimidas na instituição
- Figura 4.3 Número de ocorrência das combinações A/F que o sistema AOP no modo STD optou para as espessuras de mamas comprimidas pequenas
- Figura 4.4 Número de ocorrência da seleção da tensão aplicada à ampola (kV_p) que o sistema AOP no modo STD optou para as espessuras de mamas comprimidas pequenas
- Figura 4.5 Histograma da distribuição de frequência do produto corrente-tempo (mAs) selecionado pelo sistema AOP no modo STD para as espessuras de mamas comprimidas pequenas
- Figura 4.6 Número de ocorrência que determinada espessura de mama comprimida foi praticada na faixa de espessura da mama pequena no modo STD
- Figura 4.7 Número de ocorrência de glandularidade registrada pelo mamógrafo na faixa de espessura da mama pequena
- Figura 4.8 Histograma da distribuição das pacientes por idade na faixa de espessura da mama pequena
- Figura 4.9 Número de ocorrência das combinações A/F que o sistema AOP no modo STD optou para as espessuras de mamas comprimidas médias
- Figura 4.10 Número de ocorrência da seleção da tensão aplicada à ampola (kV_p) que o sistema AOP no modo STD optou para as espessuras de mamas comprimidas médias

- Figura 4.11 Histograma da distribuição de frequência dos produtos corrente-tempo (mAs) selecionados pelo sistema AOP no modo STD para as espessuras de mamas comprimidas médias
- Figura 4.12 Número de ocorrência que determinada espessura de mama comprimida foi praticada na faixa de espessura da mama média no modo STD
- Figura 4.13 Histograma da distribuição de frequência da glandularidade registrada pelo mamógrafo na faixa de espessura da mama média
- Figura 4.14 Histograma da distribuição das pacientes por idade na faixa de espessura da mama média
- Figura 4.15 Número de ocorrência das combinações A/F que o sistema AOP no modo STD optou para as espessuras de mamas comprimidas grandes
- Figura 4.16 Número de ocorrência da seleção da tensão aplicada à ampola (kV_p) que o sistema AOP no modo STD optou para as espessuras de mamas comprimidas grandes
- Figura 4.17 Histograma da distribuição de frequência do produto corrente-tempo (mAs) selecionado pelo sistema AOP no modo STD para as espessuras de mamas comprimidas grandes
- Figura 4.18 Número de ocorrência que determinada espessura de mama comprimida foi praticada na faixa de espessura da mama grande no modo STD
- Figura 4.19 Número de ocorrência de glandularidade registrada pelo mamógrafo na faixa de espessura da mama grande
- Figura 4.20 Número de ocorrência das pacientes por idade na faixa de espessura da mama grande
- Figura 4.21 Variação da FOM em função da tensão aplicada na ampola para as combinações alvo/filtro usadas na prática clínica. Caso da mama pequena com 35 mm de espessura da mama comprimida
- Figura 4.22 Variação da FOM em função da tensão aplicada na ampola para as combinações alvo/filtro usadas na prática clínica. Caso da mama média com 55 mm de espessura da mama comprimida
- Figura 4.23 Variação da FOM em função da tensão aplicada na ampola para as combinações alvo/filtro usadas na prática clínica. Caso da mama média com 70 mm de espessura da mama comprimida
- Figura 4.24 Valores de FOM vs tensão aplicada à ampola (kV_p) obtidos para a mama pequena para os diversos modos de exposição automática disponíveis no mamógrafo estudado. A curva resulta do estudo de otimização para a combinação Rh/Rh
- Figura 4.25 Arranjo experimental da exposição do TOR MAM para a mama pequena

- Figura 4.26 Posicionamento das ROI para o cálculo do SNR médio na imagem estudada do TOR MAM na configuração de mama pequena
- Figura 4.27 Valores do SNR médio (SNR_m) das imagens estudadas do TOR MAM na configuração de mama pequena
- Figura 4.28 Valores do $(SNR_m)^2 / AGD$ obtidos nas imagens estudadas do TOR MAM na configuração de mama pequena
- Figura 4.29 Histogramas dos níveis de cinza das imagens estudadas do TOR MAM na configuração de mama pequena
- Figura 4.30 Região inicial do histograma de nível de cinza das imagens estudadas do TOR MAM na configuração de mama pequena

LISTA DE TABELAS

Tabela 2.1	Definições de FOM utilizadas em mamografia
Tabela 3.1	Nomes das incidências do mamógrafo Senographe DS utilizados na investigação
Tabela 4.1	Medidas-resumo da espessura de mama comprimida (E) por tipo de incidência
Tabela 4.2	Limites para as faixas de espessura de mama comprimida, E_p , E_m e E_g , conforme o método de análise dos dados
Tabela 4.3	Resultados do teste de estatística V de Cramér aplicado as variáveis categóricas em cada método de classificação da espessura de mama comprimida
Tabela 4.4	Medidas-resumo para a força de compressão por faixas de espessura da mama comprimida conforme o método de análise estatística dos dados
Tabela 4.5	Medidas-resumo para o produto corrente-tempo por faixas de espessura da mama comprimida conforme o método de análise estatística dos dados
Tabela 4.6	Diferenças entre as médias da força de compressão obtidas para duas faixas distintas conforme as propostas 1 e 2 e os níveis descritivos p associados
Tabela 4.7	Diferenças entre as médias do produto corrente-tempo obtidas para duas faixas distintas conforme as proposta 1 e 2 e os níveis descritivos p associados
Tabela 4.8	Resumo das características estabelecidas para a amostra completa e para as três faixas de espessura de mama comprimida consideradas
Tabela 4.9	Conjunto de alvo/filtro (A/F) selecionado pelo mamógrafo, no modo STD, nas faixas de espessura de mama comprimida na instituição
Tabela 4.10	Técnicas sugeridas pela GE Medical System para o equipamento Senographe DS
Tabela 4.11	Limites e faixas recomendadas de tensões aplicadas à ampola (kV_p) para o equipamento Senographe DS
Tabela 4.12	Valor de tensão aplicada à ampola (kV_p) que corresponde ao máximo da FOM para a espessura da mama típica pequena (E_{pt}) em cada conjunto de alvo/filtro
Tabela 4.13	Valores dos produtos corrente-tempo ótimos (mAs) obtidos para a mama pequena nas combinações alvo/filtro estudadas, e indicação do valor do produto corrente-tempo (mAs) mais próximo permitido pelo mamógrafo
Tabela 4.14	Resultados do estudo de otimização dos parâmetros técnicos de exposição no caso da mama pequena

Tabela 4.15	Parâmetros técnico de exposição selecionados pelo modo STD do sistema AOP para o objeto simulador TOR MAM na configuração de mama pequena
Tabela 4.16	Parâmetros técnicos de exposição utilizados para se obter as imagens do objeto simulador TOR MAM na configuração de mama pequena
Tabela 4.17	Número de níveis de cinza na imagem e o número de níveis de cinza entre os picos principais, extraídos do histograma da contagem de níveis de cinza das imagens do objeto simulador TOR MAM na configuração de mama pequena
Tabela 4.18	Valor médio, mínimo, máximo e desvio padrão (DP) da nota atribuída por cada médico(a) para a visibilidade dos FILAMENTOS do TOR MAM para as 4 imagens em estudo. Também estão indicadas as médias e os DP dos valores médios obtidos para cada imagem
Tabela 4.19	Valor médio, mínimo, máximo e desvio padrão (DP) da nota atribuída por cada médico(a) para a visibilidade das MICROCALCIFICAÇÕES do TOR MAM para as 4 imagens em estudo. Também estão indicadas as médias e os DP dos valores médios obtidos para cada imagem
Tabela 4.20	Valor médio, mínimo, máximo e desvio padrão (DP) da nota atribuída por cada médico(a) para a visibilidade das MASSAS do TOR MAM para as 4 imagens em estudo. Também estão indicadas as médias e DP dos valores médios obtidos para cada imagem
Tabela 4.21	Valor médio, mínimo, máximo e desvio padrão (DP) da nota atribuída por cada médico(a) para a visibilidade TOTAL do TOR MAM para as 4 imagens em estudo. Também estão indicadas as médias e DP dos valores médios obtidos para cada imagem
Tabela 4.22	Medidas-resumo dos indicadores de visibilidade por conjunto de parâmetros técnicos de exposição do TOR MAM, segundo as estruturas avaliadas, considerando-se todos(as) os(as) avaliadores(as) e valor do coeficiente de variação (CV)
Tabela 4.23	Correlação Intraclass (ICC) da análise de variâncias com efeito aleatório
Tabela 4.24	Resultados da análise do modelo linear misto, sendo a imagem 3 a imagem de referência

ÍNDICE

Glossário de acrônimos

Lista de figuras

Lista de tabelas

Resumo

Abstract

1. Introdução	1
1.1 Contextualização e motivação	1
1.1.1 Relevância do exame de mamografia no mundo	1
1.1.2 Risco de indução de câncer nos exames de mama que utilizam radiação ionizante	6
1.1.3 Necessidade de otimização na mamografia digital	9
1.2 Objetivos	14
1.3 Estrutura da tese	15
1.4 Principal contribuição	16
2. Estado da arte	17
2.1 Qualidade da Imagem	18
2.2 Uso da Figura de Mérito como ferramenta para a otimização na mamografia digital	22
2.3 Outras métricas utilizadas para a otimização na mamografia digital	30
2.4 Resumo	32
3. Materiais e métodos	33
3.1 Mamógrafo em estudo	34
3.1.1 Características e modo de funcionamento do mamógrafo	34

3.2 Caracterização do tipo de mama encontrada na clínica e da técnica radiográfica utilizada	39
3.2.1 Construção da base de dados dos exames realizados na clínica	39
3.2.2 Caracterização do que é uma mama tipicamente pequena, média e grande	41
3.3 Estudo de otimização dos parâmetros de aquisição das imagens	42
3.3.1 Escolha da métrica usada para avaliar a qualidade da imagem	42
3.3.1.1 Escolha da análise contraste-detelhe	42
3.3.1.2 Descrição do objeto simulador CDMAM	43
3.3.1.3 Condições de exposição do CDMAM e cálculo do IQF _{inv}	47
3.3.2 Figura de Mérito usada para o estudo de otimização	48
3.3.2.1 Definição da Figura de Mérito escolhida	48
3.3.2.2 Determinação da AGD	49
3.3.3 Determinação dos parâmetros de aquisição da imagem	50
3.3.3.1 Estudo da influência das opções de processamento de imagem no IQF _{inv}	50
3.3.3.2 Estudo de otimização dos parâmetros de exposição	51
3.4 Estudo do impacto clínico das imagens otimizadas	53
3.4.1 Simulação da mama	53
3.4.1.1 Objeto simulador antropomórfico da mama	54
3.4.1.2 Descrição do objeto simulador	54
3.4.2 Avaliação da qualidade da imagem realizada pelos(as) médicos(as) radiologistas	56
3.4.3 Método estatístico de análise dos resultados	57

4. Resultados 59

4.1 Caracterização da população em estudo e da técnica radiográfica utilizada na clínica	59
--	----

4.1.1	Espessura da mama comprimida “típica” encontrada na clínica	60
4.1.1.1	Influência da incidência radiográfica	60
4.1.1.2	Classificação das espessuras de mama comprimida típica nos grupos de mama pequena, média e grande	62
4.1.2	Técnica radiográfica usada no mamógrafo na prática clínica	66
4.1.2.1	Caso da mama pequena	66
4.1.2.2	Caso da mama média	71
4.1.2.3	Caso da mama grande	76
4.1.3	Resumo	80
4.2	Estudo de otimização dos parâmetros de aquisição das imagens	82
4.2.1	Influência das opções de processamento de imagem	82
4.2.2	Determinação do ponto ótimo da tensão aplicada na ampola para cada espessura de mama comprimida típica	83
4.2.3	Otimização dos produtos corrente-tempo para o caso da mama pequena	91
4.2.4	Resumo	92
4.3	Impacto clínico do estudo de otimização para a mama pequena	94
4.3.1	Obtenção das imagens do TOR MAM	94
4.3.2	Análise do SNR e dos níveis de cinza nas imagens estudadas	96
4.3.3	Avaliação da qualidade da imagem realizada pelos(as) médicos(as) radiologistas	103
4.3.3.1	Variabilidade inter e intra – observador(a) na detecção das estruturas do TOR MAM	103
4.3.3.2	Avaliação das imagens quanto as especificações técnicas do mamógrafo	111
5.	Considerações finais	117

Bibliografia	121
Apêndice A	130
Testes de controle de qualidade realizados no mamógrafo do IPOC	131
Apêndice B	132
Roteiro para avaliação das imagens	133
Avaliação das imagens	134
Apêndice C	135
Publicações e comunicações de resultados	136
Apêndice D	137
Esquema lógico da investigação	138

1 INTRODUÇÃO

A investigação na área de mamografia continua sendo um tema atual e desafiador. É uma pesquisa interessante, apresenta variados aspectos e é curioso que apesar do exame de mamografia ser muito utilizado na área do radiodiagnóstico ainda se encontram tantos desafios para serem desvendados, o que causa perplexidade.

1.1 Contextualização e motivação

1.1.1 Relevância do exame de mamografia no mundo

No planeta Terra, atualmente, há aproximadamente 7.014.701.500 habitantes (WORLDMETERS, 2012). Embora na população mundial atual existam mais homens que mulheres (57 milhões de homens a mais do que mulheres), a proporção de mulheres em relação aos homens na faixa etária acima dos 60 anos é 50% superior em todas as regiões do mundo.

Sendo que para os países do Oeste Europeu, onde está incluído Portugal, a proporção é de 56% e para os países da América do Sul, onde está incluído o Brasil, a proporção é de 55%. A esperança de vida mundial aumentou no período de 1950 a 2005 de 49 anos para 69 anos. Para 2010-2015, a esperança de vida média para as mulheres é de 71 anos e a esperança de vida para os homens é de 67 anos. Não é um crescimento homogêneo em todos os continentes, por exemplo é esperado que uma mulher que nasça na Europa entre 2010 e 2015, viva em média em torno de 84 anos, já a esperança de vida na América do Sul corresponde à média mundial (CHEUNG, 2010). Mas o fato da esperança de vida aumentar é uma questão global e traz o crucial desafio de se manter a qualidade de vida tanto para o indivíduo em particular como para a sociedade em geral. A manutenção da saúde é um ponto decisivo com um enorme impacto econômico em todos os níveis.

Conforme os dados apresentados pela Divisão Estatística das Nações Unidas (CHEUNG, 2010) globalmente a doença cardiovascular foi a principal causa de morte em 2004, causando cerca de 32% de mortes do sexo feminino e 27% do sexo masculino. As doenças infecciosas e parasitárias, incluindo diarreia e HIV (human immunodeficiency vírus), foram a segunda principal causa de morte para homens e mulheres, responsável por cerca de 17% do total em cada caso. E os cânceres (ou neoplasias malignas) ocupam o terceiro lugar para ambos os sexos. No entanto, houve variações consideráveis nas causas de morte quando se considera grandes regiões geográficas do mundo. Por exemplo, na Europa a proporção de mortes causadas por doenças infecciosas e parasitárias apresentou índices quase insignificantes. Tanto na Europa como nas Américas a doença cardiovascular é a mais importante causa de morte e as neoplasias malignas ocupam o segundo lugar.

As estimativas mais recentes em âmbito mundial sobre o câncer, obtidas no *site* da Agência Internacional de Pesquisa em Câncer (International Agency for Research on Cancer) do projeto *Cancer Incidence, Mortality and Prevalence Worldwide in 2008* (GLOBOCAN, 2008) da Organização Mundial da Saúde (World Health Organization – WHO), mostram que:

- ♦ considerando toda a população do planeta, o câncer de mama é o câncer mais frequente entre as mulheres com

uma estimativa de 1.380.000 novos casos diagnosticados em 2008 (23% de todos os cânceres), e ocupa o segundo lugar geral (10,9% de todos os cânceres). É o câncer mais comum, tanto nas regiões desenvolvidas como nas regiões em desenvolvimento, com cerca de 690.000 novos casos estimados em cada região;

- ✦ o câncer na mama é a causa mais frequente de morte por câncer em mulheres, tanto em regiões em desenvolvimento (269.000 mortes) como em regiões desenvolvidas do planeta, onde o número estimado de mortes, cerca de 189.000, é quase igual ao número estimado de mortes por câncer de pulmão (188.000 mortes);
- ✦ focando-se mais especificamente nos dados referentes a Portugal e Brasil, excluindo os cânceres de causas não especificadas e o câncer de pele não-melanoma, o câncer de mama é o câncer com maior incidência em mulheres com 27,6% e 26,5% dos casos respectivamente. No Brasil, o câncer de mama é a causa mais frequente de morte por câncer em mulheres (14,3% de todos os cânceres considerados) e em Portugal é a segunda maior causa de morte por câncer em mulheres (16,0% de todos os cânceres considerados).

A incidência de câncer de mama nos homens tanto a nível mundial como em Portugal e no Brasil representa quase 1% dos novos casos de câncer de mama diagnosticados por ano (PENNEY et al., 2010; INCA, 2011).

O câncer de mama, portanto, é um importante problema de saúde pública no mundo. A sua etiologia é multifatorial e envolve fatores individuais, ambientais, reprodutivos, hormonais e genéticos. A idade é um dos mais importantes fatores de risco, pois enquanto é relativamente raro desenvolvê-lo antes dos 35 anos, a probabilidade de incidência aumenta rapidamente até os 50 anos. O risco normalmente aumenta com a idade e o número de casos é crescente em todo o mundo, em parte por causa do envelhecimento da população. Outros fatores como o padrão de dieta alimentar, a obesidade,

principalmente quando o aumento de peso se dá após a menopausa, o sedentarismo e o consumo de álcool podem elevar o risco de desenvolvê-lo. Exposições ambientais, tais como a exposição à radiação ionizante, mesmo que em baixas doses, em idade inferior a 40 anos, aumentam o risco. Os fatores de risco relacionados com a vida reprodutiva da mulher já estão bem estabelecidos, e embora a hereditariedade seja responsável por apenas 10% do total de casos de câncer de mama, mulheres com história familiar dessa neoplasia, especialmente se uma ou mais parentes de primeiro grau (mãe, irmãs ou filhas) manifestaram o câncer de mama antes dos 50 anos, apresentam maior risco de desenvolver a doença (INCA, 2011; HUNTER, TRICHOPOULOS, 2008).

No artigo publicado por Kamangar et al. (2006) no *Journal of Clinical Oncology*, os autores declaram que as estimativas dos estudos clínicos randomizados, relativos a populações dos Estados Unidos e do Reino Unido, sugerem que a detecção precoce do câncer de mama juntamente com um tratamento adequado podem reduzir as taxas de mortalidade por câncer de mama entre 25 a 30%. Schopper et al. (2009) fizeram uma meta-análise utilizando os dados provenientes dos programas de rastreio canadenses, europeus e australianos e concluíram que os programas de rastreio têm demonstrado estimativas de redução global da mortalidade entre 25% até 48%. Na recente meta-análise realizada por Lee et al. (2010), utilizando os principais ensaios randomizados sobre a eficácia da mamografia de rastreamento, ficou demonstrado reduções estatisticamente significativas entre 20% e 30% na mortalidade por câncer de mama para mulheres com idade entre 50 e 69 anos. Ou seja, o esforço no sentido de se implementar uma detecção precoce do câncer de mama aliado às melhorias nos tratamentos trazem uma grande contribuição para a saúde pública.

A mamografia é um exame que utiliza raios X e irradia a mama. O seu objetivo principal é o de facilitar a detecção de câncer de mama antes que seja possível detectá-lo diretamente pelo exame clínico. A mamografia é também útil no aprofundamento diagnóstico do câncer de mama para avaliação de uma área suspeita ou para a localização da lesão para a terapia. Os sinais radiológicos de câncer de mama incluem densidades de massa que

normalmente são um pouco mais atenuantes à radiação do que o tecido normal circundante, pequenas microcalcificações, a assimetria entre as duas mamas e a distorção da arquitetura nos padrões dos tecidos. Para se detectar com precisão o câncer da mama e no estágio mais cedo possível, a imagem deve ter um excelente contraste para revelar densidade de massa e as estruturas espiculadas fibrosas que irradiam a partir delas, que são característicos de câncer. Além disso, a resolução espacial deve ser excelente para revelar as calcificações, o seu número e a sua forma. O sistema de imagem deve fornecer contraste e resolução adequada em toda a mama de forma eficaz. As características geométricas do aparelho de raios X e o posicionamento da mama realizada pelo(a) profissional responsável devem ser tais que todo o tecido da mama, tanto quanto possível, esteja incluído na mamografia. Finalmente, o nível de ruído da imagem tem de ser suficientemente baixo para revelar as estruturas sutis de uma maneira fiável, e a dose de raios X deve ser tão baixa quanto seja razoavelmente possível e simultaneamente compatível com os requisitos de qualidade de imagem (IAEA HHS 17, 2011).

A grande vantagem da mamografia é que ela é uma modalidade de imagiologia sensível, pois permite visualizar detalhes da ordem do μm (tamanho das microcalcificações), mas pouco específica (falha na discriminação entre lesões benignas e lesões malignas), designadamente para as mulheres jovens que apresentam mamas densas. Além disso, do ponto de vista de contraste na imagem, é um dos exames mais difíceis de serem feitos, pois o órgão que se pretende visualizar, que é a mama, implica em se distinguir por radiografia o tecido mamário que é composto basicamente pelos tecidos glandular e o adiposo, todos possuindo números atômicos e densidades semelhantes. E para agravar isso, as massas respondem à radiação de forma muito semelhante ao tecido glandular. E do ponto de vista da dose absorvida, é um dos exames de radiodiagnóstico que mais deposita dose no paciente, porque são realizados com fótons de baixa energia (OKUNO, YOSHIMURA, 2010). Outra dificuldade no momento de se realizar o exame é anatômica, pois o formato da mama corresponde a espessuras muito distintas entre a região do mamilo e do músculo peitoral. Assim, o exame deve ser realizado com a compressão da mama para uniformizar a espessura do tecido radiografado,

diminuir o espalhamento pela diminuição do volume irradiado, melhorar a visualização dos tecidos da mama próximos ao tórax e reduzir a dose, pois estamos irradiando tecido glandular.

A mamografia digital demonstrou ser vantajosa em termos de sensibilidade em mulheres com mamas densas, mulheres com menos de 50 anos de idade e mulheres pré-menopausa. Nestas mulheres, a mamografia digital foi vista como mais sensível na detecção do câncer, sem qualquer aumento na taxa de falsos positivos em comparação com a mamografia convencional (ecrã-filme). Para as mulheres mais velhas, o desempenho foi semelhante, embora para as mulheres com mais de 65 anos com mama predominantemente constituída de tecido adiposo, o exame no equipamento convencional mostrou uma tendência (não significativa) para ser mais exato (PISANO et al., 2005; TABAR et al., 2003).

1.1.2 Risco de indução de câncer nos exames de mama que utilizam radiação ionizante

Nos programas nacionais de detecção precoce do câncer de mama utiliza-se o exame de mamografia para se realizar o rastreamento, logo os riscos e os benefícios da utilização da mamografia no rastreio do câncer de mama estão constantemente sob investigação, pois a exposição à radiação durante o exame de mamografia está associada a um risco de câncer de mama rádio induzido. Entretanto, recentemente foram introduzidas novas modalidades para a obtenção da imagem da mama que também empregam a radiação ionizante. São elas: Imagem gama específica para as mamas (BSGI - Breast Specific Gamma Imaging); imagem molecular de mama (MBI- Molecular Breast Imaging); mamografia por emissão de pósitrons (PEM - Positron Emission Mammography); tomossíntese digital da mama (digital breast tomosynthesis) e tomografia computadorizada dedicada à mama (TC de mama - dedicated breast Computed Tomography). Em dois estudos recentes, (HENDRICK, 2010; O'CONNOR et al., 2010), os autores compararam as doses

envolvidas e avaliaram os riscos de indução de câncer para as várias modalidades de imagiologia da mama.

Ambos os estudos utilizam dados recentes da literatura sobre estimativas de dose de radiação associadas a procedimentos radiológicos e doses nos órgãos em procedimentos de medicina nuclear, e usam dados sobre riscos rádio induzidos dependentes da idade publicados no BEIR VII (Biologic Effects of Ionizing Radiation) (NRC, 2006). Assim calculam a estimativa do risco atribuível ao longo da vida (LAR - lifetime atttributable risk) de indução de câncer e mortalidade por câncer devido aos exames de imagem da mama envolvendo radiação ionizante.

Os resultados são muito interessantes, pois considerando-se duas incidências tanto na mamografia digital como na mamografia convencional, que utilizam sistemas de ecrã-filme, o LAR de câncer fatal de mama calculado é de 1,3 e 1,7 casos, respectivamente, por 100.000 mulheres expostas à radiação com a idade de 40 anos. Considerando-se os resultados obtidos nos rastreios anuais de câncer de mama realizados em mulheres com idade entre 40 e 80 anos, é associado um LAR de câncer de mama fatal entre 20 a 25 casos em cada 100.000 mulheres. Nos exames de tomossíntese digital e TC da mama, os riscos de indução de câncer são uma ou duas vezes superiores do que os riscos na mamografia digital ou convencional, dependendo muito das opções de como são realizados os exames. Entretanto em um único exame de BSGI, com uma atividade recomendada entre 740-1110 MBq (20-30 mCi) de Tecnécio-99 meta estável (Tc-99m), estima-se um LAR de câncer fatal que é entre 15 a 30 vezes superior ao LAR estimado para a mamografia digital para mulheres de 40 anos. E em um único exame de PEM com uma atividade de 370 MBq ou (10 mCi) de flúor-18, que é empregado associado ao fármaco deoxiglicose, formando o composto deoxifluoroglicose (FDG), estima-se um LAR de câncer fatal que é 23 vezes superior ao referente a mamografia digital em mulheres com idade de 40 anos (HENDRICK, 2010). Utilizando-se a atividade convencional de 925 MBq de Tc-99m para um exame de MBI, a incidência de câncer e da mortalidade cumulativa estimada é entre 15 a 30 vezes maior do que na mamografia digital (O`CONNOR et al., 2010).

Em termos de risco relativo, para uma mulher de 40 anos de idade, um único exame de BSGI, MBI ou PEM, envolvendo o uso da atividade de radiação recomendada, apresenta um fator de risco associado aproximadamente 15 vezes superior de indução de câncer quando comparado com o risco associado ao exame de mama realizado na mamografia digital. O valor passa para 25 vezes superior quando se considera a mortalidade por câncer. Isto é devido ao fato de que o tecido glandular da mama é o único tecido radiossensível que é exposto à radiação durante o exame de mamografia, enquanto nos exames de BSGI, MBI ou PEM todos os órgãos do corpo são irradiados pelos radionuclídeos utilizados. Assim, o risco associado ao exame de mamografia digital é de apenas a indução de câncer de mama enquanto nos exames de BSGI, MBI ou PEM deve ser considerado ainda o risco de indução de câncer nos restantes órgãos radiossensíveis expostos à radiação.

As estimativas da sensibilidade da mamografia na população em geral variam entre 75% a 95%; no entanto, esta sensibilidade é significativamente reduzida para certos subgrupos de mulheres, nomeadamente as mulheres com idade inferior a 50 anos, ou com o parênquima das mamas denso ou com o risco aumentado de câncer de mama. A sensibilidade reduzida da mamografia em mulheres com idade inferior a 50 anos foi destacada no relatório do *U.S. Preventive Services Task Force* (USPSTF, 2009) em que não se recomenda a mamografia preventiva anual para esta faixa etária. O reconhecimento das limitações da mamografia nesses subgrupos é a principal causa de motivação para se investigar modalidades alternativas para a imagem da mama, que ofereçam potenciais melhorias na sensibilidade e especificidade da técnica de mamografia, especialmente para as mulheres pertencentes a esses subgrupos.

Técnicas complementares para o exame da mama que não utilizam radiação ionizante são o ultrassom (US) e a ressonância magnética de mama com contraste (RM). No estudo realizado pelo *American College of Radiology Imaging Network trial ACRIN 6666* (BERG et al., 2008), em que os exames de mamografia e de US foram realizados de forma independente, permitindo a análise detalhada do desempenho de cada modalidade

separadamente e em conjunto em mulheres com risco elevado de câncer de mama, mostraram que estes dois exames praticados em conjunto vão aumentar a probabilidade de sucesso na detecção de 1,1 a 7,2 cânceres por 1000 mulheres de alto risco, apesar de poder também aumentar o número de falsos positivos. Acrescentando as conclusões do estudo de Kolb et al. (2002), obtém-se a fundamentação da prática clínica atual onde o(a) paciente passa pelo exame clínico da mama em conjunto com os exames de mamografia e de US, pois o exame de US pode identificar pequenos cânceres não visíveis no exame de mamografia e auxiliar na interpretação da mamografia.

1.1.3 Necessidade de otimização na mamografia digital

A proteção radiológica do(a) paciente é uma prioridade na política de saúde moderna, quando é utilizada a radiação ionizante em medicina. Os dois princípios fundamentais do sistema de proteção radiológica definidos pela Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP, 1991), aplicáveis ao paciente são: a justificação da prática e a otimização da proteção radiológica. O princípio da justificação da prática médica significa que qualquer exposição radiológica para fins diagnósticos tem de ter uma indicação clínica válida, isto é, um benefício nítido para o(a) paciente que compense o risco associado devido à exposição à radiação, e cujo resultado obtido não possa ser alcançado por outro método com menor risco radiológico. A partir do momento em que o exame diagnóstico com a utilização de radiação ionizante seja justificado, o processo de imagiologia subsequente deve ser otimizado. Já o princípio da otimização da proteção radiológica do paciente em radiodiagnóstico visa obter as imagens que sejam adequadas para o propósito clínico com um mínimo de dose de radiação para o paciente. A otimização implica a interação de três aspectos importantes no processo da produção da imagem: 1) a qualidade da imagem radiológica para fim de diagnóstico; 2) a escolha da técnica para se obter a imagem e 3) a dose de radiação no(a) paciente (EC, 1996).

O princípio da otimização da proteção radiológica alcança força jurídica na Europa quando na Diretiva de Exposição Médica (MED - Medical Exposure Directive) 97/43/Euratom (EC, 1997) ao se referir a otimização no Artigo 4 no item 1.a, se declara:

Todas as doses devidas a exposições médicas para fins radiológicos referidas no nº 2 do artigo 1º, com exceção dos procedimentos radioterapêuticos devem ser mantidas a um nível tão baixo quanto razoavelmente possível, desde que possam obter as informações de diagnóstico necessárias, tendo em conta os fatores econômicos e sociais.

O princípio da otimização da proteção radiológica, anteriormente comentado, foi regulamentado no Brasil por Portaria específica do Ministério da Saúde (MS Portaria nº 453, 1997). Esse princípio é também conhecido como o princípio ALARA (*as low as reasonably achievable*). O artigo publicado por Vaño (2011) intitulado *Global View on Radiation Protection in Medicine* destaca que tanto a Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP - International Commission on Radiological Protection), a Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA - International Atomc Energy Agency) e a Comissão Europeia (EC - European Commission) continuam atuando nas questões, ainda em aberto, da proteção radiológica em medicina. Há vários pontos em elaboração, por exemplo, a integração da proteção radiológica com a garantia de qualidade; a otimização da qualidade da imagem nas novas tecnologias e a definição de critérios que justifiquem os procedimentos radiológicos em pessoas assintomáticas. Todos focalizados para uma melhor compreensão das práticas médicas, procurando diminuir a dose de radiação nos pacientes e preocupados com que os princípios fundamentais do sistema de proteção radiológica da ICPR sejam efetivamente implementados.

O sistema de mamografia digital é formado por uma cadeia complexa de componentes que incluem a unidade de raios X e detector, *softwares*, estações de trabalho, o sistema de comunicação e arquivo de imagens (PACS – Picture Archiving and Communication System) e, possivelmente, impressoras. Para que o sistema seja eficaz e para

proporcionar um melhor desempenho em comparação com o mamógrafo convencional, todos esses componentes devem ser de alta qualidade, devem trabalhar efetivamente juntos e estarem otimizados (PAQUELET; HENDRICK, 2010). Para se alcançar o objetivo da otimização no mamógrafo digital, é necessário se otimizar os vários elos da cadeia do processo de imagiologia desde a concepção e o desempenho do detector, a técnica de posicionamento da mama, a técnica de exposição radiográfica, o processamento da imagem, a visualização das imagens nos monitores, o armazenamento da informação e a comunicação das imagens do PACS, ou seja, é um processo conjunto. Assim, se faz necessário um acompanhamento e equilíbrio entre o que se deseja com o exame de mamografia, as condições tecnológicas e os recursos disponíveis.

O detector de imagem é o componente que mais limita o desempenho do sistema de mamografia digital em termos de resolução espacial. Basicamente existem dois tipos de detectores para mamografia digital. O primeiro tipo incorpora uma placa de fósforo fotoestimulável mantida numa cassete durante a exposição. É frequentemente referida como radiografia computadorizada (CR – computed radiography). O outro tipo inclui outros sistemas de detectores, normalmente estes já estão integrados ao mamógrafo. Eles são muitas vezes referidos como sistemas de radiografia digital (DR– digital radiography).

O sistema CR emprega tipicamente a placa de fósforo fotoestimulável de BaFBr (fluoro-bromido de bário) (CRAWFORD; BRIXNER, 1991). Em resposta, a absorção dos raios X, fotoelétrons energéticos são libertados no cristal. Algumas destas cargas eletrônicas são "armadilhadas" no material cristalino da substância fosforescente, onde permanecem estáveis por algum tempo. O número de elétrons "armadilhados" é proporcional à quantidade de radiação incidente no fósforo. Após a exposição, a placa de fósforo é colocada num dispositivo de leitura onde é feita a sua varredura com um feixe de laser. A luz do laser "desarmadilha" os elétrons fazendo com que estes possam retornar ao seu estado fundamental, emitindo luz de comprimento de onda diferente do comprimento de onda do laser. Esta luz

emitida é recolhida a partir da placa e medida com uma fotomultiplicadora. O sinal resultante é digitalizado para formar a imagem. Em sistemas CR uma transformação não linear (normalmente logarítmica) é aplicada ao sinal durante a digitalização (ROWLANDS, 2002; SAMEI et al., 2001).

No sistema tipo DR há os detectores diretos e os indiretos. O detector *Flat panel* (campo plano) de Iodeto de Césio CsI com arranjo de fotodiodos, conhecido por DR indireto, uma camada de fósforo CsI(Tl) é depositada sobre uma grande área que é a matriz de fotodiodos apoiada num campo plano de silício amorfo (a-Si) como substrato. Cada elemento de díodo sensível à luz é ligado por transistores de filme finos (TFT – *thin film transistor*) a uma série de linhas de comandos e as linhas de dados, de tal forma que o produto corrente-tempo produzido sobre o díodo, em resposta à emissão de luz a partir da substância fosforescente, é lido e pode ser digitalizado. Em tais sistemas, o sinal inicial é linear com a quantidade de energia absorvida pelo fósforo e se obtém a imagem *raw* (para ser processada). Geralmente são realizadas nessas imagens subseqüentes transformações não lineares.

Comparável ao anterior, existe o detector *Flat panel* de selênio amorfo (a-Se) com um conjunto de eletrodos. Nesse sistema, conhecido por DR direto, não se utiliza fósforo, os raios X são absorvidos na camada de selênio amorfo apoiada na matriz eletrônica de TFT que é um fotocondutor capaz de converter diretamente a radiação X em sinal elétrico. A formação da imagem é semelhante ao detector anterior. Uma extensão desta tecnologia de detector de a-Se é um desenvolvimento recente usando a tecnologia de comutação ótica em vez de TFT para ler o sinal de imagem.

As conclusões obtidas em três estudos práticos distintos demonstram e justificam o trabalho de investigação desenvolvido nesta tese.

O objetivo deste estudo foi comparar a dose glandular média (AGD) nos mamógrafos digitais de campo total (FFDM) e nos

mamógrafos convencionais com sistema seccrã-filme (SFM) utilizados em um programa nacional de mamografia de rastreamento. As AGDs foram calculadas nas 31 unidades de triagem (7 FFDM e 24 SFM), [...], representando 12 modelos de cinco diferentes fabricantes (6 FFDM e 6 SFM). **O valor da AGD foi significativamente menor nos FFDM comparado com os SFM [...], mas nem todas as unidades de FFDM provocaram doses mais baixas do que as calculadas nas unidades SFM. [...] A escolha da combinação do alvo/filtro influencia a AGD, e tem de ser otimizada no que diz respeito à espessura da mama** (HAUGE et al., 2011, p. 1, tradução e grifos nossos).

A introdução de novas tecnologias em mamografia pode levar a melhorias na qualidade de imagens, porém, pode aumentar desnecessariamente as doses caso não se estudem processos de otimização. Neste trabalho, analisaram-se as doses de radiação em mamografia [...], em 4 equipamentos convencionais e 5 digitais. Os resultados mostram que **mesmo após a otimização as novas tecnologias podem fornecer doses maiores. Desta forma, os estudos individualizados são de extrema necessidade quando da transição tecnológica, no sentido de se manter a qualidade de imagem sem aumento significativo em doses ao paciente** (FURQUIM, NERISSIAN, 2011, p. 11, grifos nossos).

A mamografia foi talvez a área que mereceu o alerta mais evidente. Os resultados mostram claramente que a maioria dos valores da dose de entrada à superfície (ESD), determinados em mamografia excedeu o nível de referência recomendado. De fato, o mamógrafo (SFM) utilizado para estabelecer o protocolo de medição da dose foi desmontado logo após o fim do presente trabalho. **Um novo mamógrafo digital já está instalado.** Esperamos que o novo nível de referência diagnóstico local (LDRL), que em breve será obtido, cumpra os requisitos de dose (LOPES; BRÁS; SOUSA, 2008, p. 128, tradução e grifos nossos).

O que motivou este trabalho foi a questão colocada pelo médico radiologista, responsável pelo serviço de radiodiagnóstico do IPOC, que perguntou como ter a certeza que consegue e está a aproveitar todas as potencialidades do mamógrafo para fazer uma boa imagem, isto é, uma imagem que permite detectar as lesões presentes com a menor dose de radiação para o(a) paciente. Isto levanta três aspectos que importa discutir: Que lesões? Que dose? E que qualidade da imagem?

1.2 Objetivos

O objetivo geral desta tese é a avaliação e a otimização dos procedimentos radiológicos utilizados na prática clínica no mamógrafo digital fabricado pela General Electric (GE) modelo Senographe DS, instalado no Instituto Português de Oncologia de Coimbra Francisco Gentil, entidade pública empresarial – IPOCFG, E.P.E. (IPOC), através de um estudo da adequação dos parâmetros de aquisição das imagens para o propósito clínico requerido com a menor dose possível para o paciente.

Os objetivos específicos são:

1. Avaliar a relação existente entre os indicadores físicos que caracterizam a qualidade da imagem e a dose na mama do(a) paciente em função dos parâmetros relevantes de aquisição das imagens para várias configurações que simulam a mama. Caracterizar o tipo de mama encontrada (espessura da mama comprimida) e a técnica radiográfica (parâmetros de exposição/aquisição e opções de processamento das imagens) utilizada na prática clínica.
2. Realizar um estudo de otimização dos parâmetros de aquisição das imagens com um método de avaliação físico da qualidade de imagem, isto é, recorrendo a um objeto simulador CDMAM (estudo contraste versus detalhe em mamografia) e uma definição de Figura de Mérito (FOM - Figure of Merit) apropriada (a partir de um parâmetro físico para caracterizar a qualidade da imagem).
3. Avaliar o impacto do estudo físico de otimização no uso clínico através da avaliação realizada por médicos radiologistas das imagens adquiridas nas condições otimizadas de um objeto simulador antropomórfico que simula as principais estruturas da mama.

1.3 Estrutura da tese

A presente tese encontra-se estruturada em cinco capítulos.

Neste primeiro capítulo, efetua-se a contextualização do trabalho e apresenta-se a motivação que levou à elaboração e ao desenvolvimento deste estudo. O objetivo geral e os objetivos específicos, a estrutura e a principal contribuição a que esta tese deu origem são esclarecidos.

No segundo capítulo, apresenta-se o estado da arte quanto à otimização na mamografia digital, e portanto, aborda-se o uso da FOM e outras métricas utilizadas na otimização.

No terceiro capítulo, apresentam-se os materiais e os métodos utilizados durante o trabalho. Descreve-se como foi construída a base de dados clínica utilizada para a caracterização do tipo de mama que se encontra na prática clínica no IPOC e dos parâmetros usados para obter as imagens clínicas. Descreve-se a escolha e definição da FOM usada para o estudo de otimização. Explica-se como foram obtidas as imagens do objeto simulador antropomórfico, como elas foram avaliadas pelos médicos e o tipo de análise estatística utilizada para determinar se a melhoria observada na capacidade de detecção das lesões é significativa.

No quarto capítulo, apresentam-se os resultados alcançados na investigação. Os resultados obtidos da análise da base de dados clínica são utilizados quer para a otimização dos parâmetros de aquisição das imagens quer para definir a espessura do objeto simulador usado para simular a mama. Os resultados da otimização dos parâmetros de aquisição da imagem são empregados para a obtenção das imagens ditas “otimizadas” que são avaliadas pelos médicos. E, finalmente, são apresentados os resultados da análise estatística das avaliações das imagens realizadas pelos médicos.

No quinto capítulo, as conclusões do trabalho realizado são apresentadas e proposta uma linha de orientação para a continuação do trabalho.

No apêndice A, é apresentada a lista dos testes de controle de qualidade que foram realizados no mamógrafo para garantir o seu bom desempenho durante o período em que foi realizado este trabalho. No apêndice B, é apresentada, uma das folhas de registro da avaliação das imagens que foi utilizada pelos médicos na fase final do trabalho. No apêndice C, são mencionadas as comunicações científicas apresentadas até o momento com o desenvolvimento deste trabalho de investigação. No apêndice D, é apresentado, para uma visualização de conjunto, um esquema lógico sinóptico da investigação realizada.

1.4 Principal contribuição

A principal contribuição científica da investigação descrita nesta tese foi o desenvolvimento de uma metodologia consistente, fiável e reproduzível para otimizar o protocolo de aquisição das imagens que pode ser aplicável a qualquer outro mamógrafo digital.

2 ESTADO DA ARTE

O conhecimento da relação que associa a qualidade da imagem e a dose de radiação é um pré-requisito para qualquer otimização na área da radiologia diagnóstica. A qualidade da imagem e a dose necessária para se alcançar um diagnóstico confiável e bem sucedido dependem de parâmetros físicos, tais como resolução de contraste e ruído, da constituição do paciente, das condições de visualização e também das características do observador que avalia a imagem (AICHINGER et al., 2012). No (IAEA TECDOC-1447, 2005) é explícito que otimizar é colocar na prática o conceito ALARA, ou seja, que a dose recebida pelo paciente durante um exame radiológico deve ser mantida "tão baixa quanto razoavelmente exequível" e que as exposições médicas de pacientes devem ser otimizadas ao valor mínimo necessário para obtenção do objetivo radiológico, compatível com os padrões aceitáveis de qualidade de imagem. O alcance dos sistemas digitais em mamografia para se detectar o câncer de mama em estágio inicial é uma característica muito desejável, no entanto, esta capacidade de detecção inicial é fortemente influenciada por muitos fatores que requerem otimização, desde a fase de seleção dos parâmetros de exposição, passando pela fase de aquisição/processamento da

imagem até a fase da visualização da mesma. O objetivo da otimização é se estabelecer protocolos padrões para a obtenção das imagens, definidos a partir do melhor compromisso entre qualidade de imagem e dose, o que é especialmente importante para a mamografia, dado ao risco envolvido para as mulheres que anualmente se submetem ao exame de mamografia (RANGER; LO; SAMEI, 2010).

2.1 Qualidade da Imagem

Moore e Regulla (2011) levantam a questão do uso de radiação ionizante em medicina e afirma que esta é a maior fonte de exposição de origem artificial da população. Doses individuais e coletivas aos pacientes decorrentes da utilização médica de radiações ionizantes continuam a subir significativamente de ano para ano. Isto é devido ao uso crescente de procedimentos de imagiologia médica em modernos sistemas de saúde, bem como a continuação do desenvolvimento de novas técnicas que utilizam doses elevadas. Os autores ressaltam que os benefícios obtidos pelos(as) pacientes que se submetem a um exame diagnóstico, que utilize radiação, são parte integrante do processo de otimização, onde o resultado clínico obtido em termos da adequação da qualidade da imagem ou da informação obtida pode ou não ser dependente dos níveis de radiação utilizados. Assim, concluem que a dose e a qualidade de imagem são os aspectos mais relevantes e que devem ser considerados na otimização.

Não se pode pensar em qualidade da imagem (IQ – image quality) sem conhecer a principal conclusão que chegou Finch et al. (2001), do grupo de trabalho do Comitê de Proteção Radiológica do Instituto Britânico de Radiologia. Segundo os autores, a qualidade da imagem é na realidade um conceito dos mais complexos e que deve estar incluído nele a capacidade de percepção do observador humano. O grande desafio é se desenvolver métricas de qualidade de imagem que sejam confiáveis e reproduzíveis, mas que, ao mesmo tempo, permitam avaliar o quão bem um sistema de imagem conseguirá atingir os objetivos do seu uso na prática clínica, e não apenas na

perspectiva física. A busca de melhor qualidade de imagem no âmbito físico nem sempre representa a melhor imagem na perspectiva do diagnóstico clínico.

No contexto da clínica radiológica uns dos mais importantes fatores é a qualidade da imagem (MAXWELL et al., 2009). A avaliação da qualidade da imagem é um ponto central para a análise de novas tecnologias que utilizam imagens e para a verificação da constância de funcionamento satisfatório de um equipamento. Porém, não existe uma métrica *absoluta* de IQ do ponto de vista do utilizador final que é o(a) médico(a) radiologista; pois a qualidade da imagem depende do que ele(a) deseja alcançar com a ajuda da imagem em questão (ONGEVAL et al., 2008). Martin et al. (1999) afirmou que o objetivo é se obter a imagem adequada para o propósito clínico com a menor dose de radiação possível no(a) paciente. A palavra “adequada” é a chave para o debate da qualidade da imagem em radiologia, mas na prática se define qualidade em termos dos métodos de avaliação utilizados que por sua vez dependem do tipo de imagem envolvida e do objetivo que se deseja alcançar. Os métodos de avaliação da IQ disponíveis podem ser agrupados em três categorias: físico, subjetivo e objetivo.

Nos métodos de avaliação físicos estão incluídos por exemplo a medida de contraste (AICHINGER et al., 2012), ruído, resolução espacial (INDRAJIT; VERMA, 2007), gama dinâmica (*dynamic range*); função transferência de modulação (MTF - *modulation transfer function*) (NEITZEL et al., 2004a), eficiência quântica de detecção (DQE – *detective quantum efficiency*) (GARCIA-MOLLÁ; LINARES; AYALA, 2011; NEITZEL et al., 2004b), e muitas outras. Essas métricas objetivas são reproduzíveis e permitem uma comparação direta de desempenho entre diferentes sistemas de imagem ou técnicas, algumas delas costumam fazer parte dos testes de controle de qualidade e acompanham o desempenho do mamógrafo ao longo do tempo, mas não incluem o observador no processo da avaliação.

Nos métodos de avaliação subjetiva, entra o fator humano. Estão incluídas as tentativas de realizar avaliações de qualidade de imagem na prática clínica que frequentemente envolvem o uso de escalas de classificações cujas apreciações são subjetivas. Assim, embora permita

classificar o desempenho de uma técnica particular em um ambiente "real" da clínica, a reprodutibilidade dos resultados para os outros usuários da mesma técnica sempre será uma questão em aberto (LI et al, 2010). Também há a reflexão de que a percepção subjetiva da qualidade da imagem de um(a) radiologista quando está comparando dois conjuntos diferentes de imagens não necessariamente está expressando o nível de desempenho do equipamento em um ambiente clínico (PAQUELET; HENDRICK, 2010). Esse tipo de avaliação, mais descritiva, pode ser mais facilmente relacionado com fatores como o posicionamento do(a) paciente que não é um parâmetro de "qualidade" da imagem, mas sim uma avaliação da pessoa que trabalha com o equipamento (EC, 1996).

Já nos métodos de avaliação objetiva estão incluídos os estudos que usam por exemplo os objetos simuladores de detectabilidade do limiar de contraste-detalhe (CD). Embora não se obtenha uma imagem clínica, faz-se uma medida de um importante parâmetro dela. Esses objetos simuladores permitem, por exemplo, que um grupo de observadores compare o desempenho de diferentes sistemas de imagem de uma forma que inclui a variabilidade da percepção da pessoa humana e assim os seus resultados podem ser utilizados para uma tomada de decisão quanto as aplicações de uma nova tecnologia (NIIMI et al., 2007).

A análise ROC (receiver-operating characteristic) (ROUDSARI et al., 2011; METZ, 2005) utiliza objetos simuladores mais complexos focalizando determinados objetivos clínicos como, por exemplo, o uso de um objeto simulador de tórax no qual se adiciona "lesões" de variados tamanhos e contrastes. Os resultados dessa análise podem revelar diferenças significativas de desempenho de uma forma reprodutível.

Muitos estudos indicam que é possível reduzir a dose de radiação sem perda da qualidade da imagem (CHEN et al., 2011; FURQUIM; NERISSIAN, 2011; RANGER; LO, SAMEI, 2010). Eles contribuem para a evolução da avaliação física de uma imagem ou de um sistema de imagem para uma completa avaliação de desempenho, considerando critérios clínicos assentes, utilizando métodos capazes de gerar dados científicos reproduzíveis. Isso irá permitir avaliar a nova tecnologia e investigar as mudanças na prática

radiológica com rigor suficiente para garantir que não se está sacrificando a qualidade da imagem de uma forma que deteriora o desempenho clínico.

A Figura 2.1 a seguir sintetiza e propicia a visão geral dos conceitos envolvidos na avaliação da qualidade da imagem (HASEGAWA, 1991). O diagrama não sugere uma hierarquia entre os conceitos, ele ilustra a unidade dos conceitos aplicados à imagem médica que são elementos correlacionados e dependentes entre si.

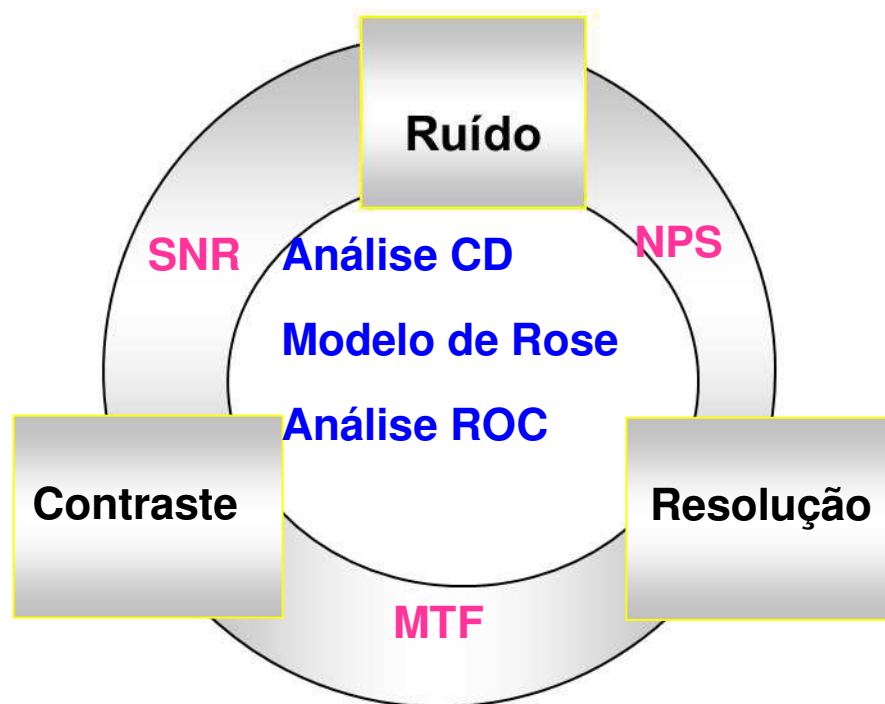


Figura 2.1 Visão geral de avaliação da qualidade da imagem, desde os indicadores fundamentais (ruído, resolução espacial e contraste) às avaliações de conjunto (NPS, MTF e SNR) e avaliações globais (análise contraste detalhe (CD), modelo de rose e análise ROC). Adaptado de (HASEGAWA, 1991)

Os três conceitos básicos utilizados para descrever a imagem, resolução espacial, contraste e ruído, estão indicados nas caixas. Os conceitos intermediários: o MTF, o espectro de potência do ruído (NPS – noise power spectrum) ou espectro de Wiener e a razão sinal-ruído (SNR – signal-to-noise ratio) que integram os conceitos básicos são indicados nas áreas entre eles, por exemplo, o SNR permite uma avaliação conjunta do ruído e do contraste da imagem. E, finalmente, o Modelo de Rose, com o conceito relacionado da

curva contraste-detalhe (CD), e a análise ROC encontram-se no centro, uma vez que incluem elementos de todos estes conceitos se não explicitamente, pelo menos implicitamente. Ou seja, permitem uma avaliação global porque o resultado da avaliação da qualidade da imagem através destes métodos, por exemplo no caso da análise CD, depende do nível de ruído, de contraste e da resolução espacial das estruturas presentes na imagem.

2.2 Uso da Figura de Mérito como ferramenta para a otimização na mamografia digital

Segundo Borg, Bode e Royle (2012), o uso da Figura de Mérito (Figure of Merit - FOM) é uma maneira muito prática para se realizar o processo de otimização em qualquer unidade de mamografia digital disponível. O conceito geral por trás da FOM é que ela é um número calculado para qualquer sistema em particular e cuja magnitude reflete o seu desempenho, ou seja, quanto maior for o valor da FOM para aquele sistema em particular, melhor é a sua *performance*. A FOM geralmente apresenta-se como um único número que reflete o *status* ou o desempenho de qualquer sistema específico em determinadas condições estabelecidas. Ela é muitas vezes definida como o ponto final da otimização e é um conceito relativamente novo na avaliação do desempenho de sistemas de mamografia digital.

Diversos autores utilizam a FOM na otimização de sistemas mamográficos, comparando técnicas e fatores de exposição (SAMEI et al., 2005; WILLIAMS; RAGHUNATHAN; MORE, 2008), ou para comparar o desempenho entre mamógrafos digitais semelhantes, mas que utilizam diferentes espectros de radiação (BALDELLI; PHELAN; EGAN, 2010). Também a FOM foi utilizada para comparar diferentes sistemas de mamografia digital (KANAGA et al., 2010; MUHOGORA et al., 2008).

Existem diversas definições de FOM empregadas para a otimização em mamografia digital. No recente artigo de revisão de literatura sobre esse tema (BORG; BADE; ROYLE, 2012) são apresentadas as evidências disponíveis para o uso e aplicabilidade da FOM em mamografia digital. O

resumo das definições de FOM utilizadas em mamografia e alguns trabalhos de investigação podem ser visualizados na Tabela 2.1 a seguir.

Tabela 2.1 Definições de FOM utilizadas em mamografia

Definição de FOM	Aplicação	Artigos
* CNR^2 / E	Aplicou-se a FOM num protótipo de mamógrafo digital onde se avaliou a utilização do alvo de tungstênio (W) com o filtro de ródio (Rh) em comparação com o conjunto alvo/filtro de Mo/Mo para diferentes espessuras e glandularidades da mama.	Samei et al. 2005
** $SC_{\mu C}^2 / AGD$	Utilizou-se a simulação Monte Carlo para calcular a deposição de energia no interior do objeto simulador de mama e do sinal por baixo dele. Aplicou-se a FOM com diferentes espectros de radiação para diversas glandularidades de mama, tamanhos de lesões e composições. Para a mamografia digital calculou-se a FOM com o valor do CNR no lugar do $SC_{\mu C}$.	Delis et al. 2007
*** SNR^2 / AGD	Utilizou-se a FOM para otimizar os parâmetros de exposição (alvo / filtro / kV_p) em cinco equipamentos de mamografia (FFDM).	Williams et al. 2008
CNR^2 / AGD	Utilizou-se a FOM para comparar mamógrafos (FFDM); para investigar o efeito da combinação alvo/filtro em detectores de selênio amorfo (a-Se) e para a otimização das técnicas radiográficas.	Baldelli et al. 2010 Kanaga et al. 2010 Ranger et al. 2010

* razão contraste-ruído ($CNR = \text{contrast-to-noise ratio}$) e radiação incidente na superfície da mama ($E = \text{incident exposure to the breast}$).

** contraste do objeto ($SC = \text{subject contrast}$) para as microcalcificações (μC s – microcalcifications), ou $SC_{\mu C}$, e dose glandular média ($AGD = \text{average glandular dose}$).

*** razão sinal-ruído ($SNR = \text{signal-to-noise ratio}$) e dose glandular média (AGD).

Os autores nos artigos citados na Tabela 2.1 assumem que a FOM, na mamografia digital, deve ser independente do nível de dose aplicada. Como resultado, o parâmetro de qualidade de imagem utilizado deve ser normalizado com a dose no(a) paciente, de tal forma que a FOM fique com o valor de qualidade da imagem por unidade de dose, tornando-se, assim, mais objetiva. Todos afirmam que os sistemas utilizados apresentam o seu limite quântico, sendo ele explicado em Marshall et al. (2011) onde se afirma que, em mamografia digital, o ruído do sistema é expresso pelo desvio padrão (DP) da imagem na saída no sistema, ou seja, o DP é de vital importância na

determinação da qualidade da imagem, por isso o ruído do sistema tem influência no cálculo da FOM. Assume-se que o desvio padrão na imagem digital obedece a relação:

$$DP = (DP_e^2 + DP_q^2 + DP_s^2)^{1/2} \quad (2.1)$$

Onde DP_e , DP_q e DP_s representam os termos de desvio padrão devido ao ruído eletrônico, ao ruído quântico e ao ruído estrutural, respectivamente. As contribuições destes termos são incorporados no termo genérico de “ruído do sistema”. Os autores afirmam que se espera em um detector bem projetado, que o termo referente ao ruído quântico seja a componente maior do ruído para todos os valores de kerma utilizados clinicamente. Os termos referentes aos ruídos eletrônico e estrutural devem ser de tal modo baixos uma vez que se assume que eles estejam otimizados pelo fabricante do equipamento, ou seja, a componente do ruído quântico deve constituir a fração dominante do ruído total.

O estudo de Samei et al. (2005) foi muito importante, pois demonstrou que as técnicas que estavam otimizadas para os equipamentos de radiologia convencional necessitavam ser revistas para a radiologia digital. Nesse trabalho, estudou-se a otimização em três técnicas específicas na radiologia digital: raios X de tórax, mamografia e tomografia computadorizada da mama. No caso da mamografia digital, os autores afirmam que uma imagem digital que apresente um maior valor de CNR oferece uma qualidade de imagem superior, desde que se garanta que o método de medição dos valores de CNR nas diversas tecnologias dos equipamentos sejam comparáveis. Assumem que o sistema digital apresenta limitação quântica, para uma dada qualidade do feixe de raios X, e que o CNR é proporcional ao quadrado da exposição incidente na entrada da superfície da mama (E). Assim os autores definem a FOM como sendo: CNR^2 / E , tornando-a independente de E .

Utilizam um protótipo de mamografia digital (FFDM) com detector de Selênio amorfo (a-Se) (modelo Mammomat Novation DR da Siemens), o objeto simulador de mama CIRS com espessuras entre 2 e 8 cm e com

diferentes composições (100% de tecido glandular; 100% de tecido adiposo e 50% de tecido glandular e 50% de tecido adiposo). Distintos tipos de lesões e detalhes anatômicos foram simulados e incorporados no objeto simulador para permitir o cálculo da CNR. Realizaram um estudo para avaliar a utilidade do alvo de tungstênio (W) com o filtro de ródio (Rh) e compararam com o *gold standard* Mo/Mo. Variaram a tensão da ampola, usando ambos os conjuntos de A/F com todas as combinações de espessuras disponíveis. A AGD foi calculada a partir da exposição E e do HVL, usando o programa de Boone (2002).

Os resultados deste estudo mostram que a FOM é maior para as espessuras de mamas pequenas e que tem relativamente pouca dependência com o valor de tensão aplicada à ampola (kV_p), exceto para as mamas com espessuras pequenas. A relação de discreta dependência da FOM com a tensão aplicada à ampola (kV_p) coincide com os resultados obtidos por William, Raghunathan e More (2008). Na maioria das configurações de mamas simuladas, o conjunto A/F de W/Rh apresenta os valores mais elevados para a FOM quando comparado com o conjunto A/F de Mo/Mo. Este resultado está em concordância com os resultados obtidos por Delis et al. (2007) e Williams, Raghunathan e More (2008). Conclui-se ainda que é possível reduzir até 60% a AGD com a utilização do conjunto A/F de W/Rh em vez de Mo/Mo, resultado confirmado no estudo recente de Ranger, Lo e Samei (2010).

Samei et al. (2005) concluíram que a FOM utilizada ($(CNR)^2/E$) é consistente e precisa como instrumento de otimização, porém chamam a atenção para o fato de que ela não incorpora a influência do ruído anatômico, do pós-processamento da imagem e a dependência da frequência espacial do CNR. Os autores sugerem que futuras pesquisas neste campo devem procurar ultrapassar estas limitações.

Delis et al. (2007) afirmam que a definição da FOM utilizada para a otimização em um equipamento de mamografia depende da finalidade do exame que será realizado e das características específicas do sistema. Eles argumentam que quando o exame de mamografia é realizado no âmbito dos programas de rastreamento de câncer de mama, o maior objetivo do exame é a detecção de microcalcificações (μCs), pois a presença delas é um forte indício da presença de câncer na mama.

No trabalho apresentado por Morgan, Cooke e McCarthy (2005) é confirmado que mais de 90% dos casos de carcinoma ductal *in situ* (DCIS – Ductal carcinoma in situ) detectados em fase pré-clínica, ou seja, antes dos(as) pacientes apresentarem alguma sintomatologia, estão associados à presença de microcalcificações visíveis na imagem mamográfica. Constataram que a presença de microcalcificações visíveis na mamografia é o indicador primário para 50% das biópsias de mama realizadas sem anormalidades palpáveis. Assim, consideram que o melhor indicador para caracterizar a qualidade da imagem é o contraste do objeto (SC - subject contrast) para as μCs ($\text{SC}_{\mu\text{C}}$) e que a dose glandular média (AGD) é a grandeza mais apropriada em mamografia para a avaliação do risco carcinogénico, logo definem a FOM como $\text{SC}_{\mu\text{C}}^2 / \text{AGD}$.

Neste estudo de Delis et al. (2007) também é assumido pelos autores que o sistema mamográfico apresenta limitações quânticas. Eles utilizaram a simulação Monte Carlo para calcular a energia depositada no interior da mama e à saída da mama. Os autores aplicam diferentes definições de FOM, considerando os requisitos das imagens, com base nos resultados do modelo da simulação Monte Carlo. Foram simuladas mamas com vários tamanhos, glandularidades e diferentes tipos de lesão. Os resultados obtidos, demonstram que a escolha do espectro ótima depende fortemente não só das características da mama e do tipo de lesão a detectar, mas também da definição de FOM utilizada. Para a mamografia convencional (sistema tela-filme), onde o melhor índice primário de qualidade de imagem considerado foi o $\text{SC}_{\mu\text{C}}$, o conjunto A/F de Mo/Rh demonstrou ser a melhor opção. Para a mamografia digital, onde o melhor índice primário de qualidade de imagem considerado foi o CNR, o alvo de W foi considerado a melhor opção, pois apresenta uma qualidade na imagem aceitável com a menor dose de radiação.

A FOM definida como a razão entre o valor do quadrado da razão do sinal e do ruído (SNR - *signal-to-noise ratio*) e o valor da dose glandular média ($\text{SNR}^2 / \text{AGD}$) foi utilizada em mamografia digital por Williams, Raghunathan e More (2008). O objetivo foi estudar, o impacto da seleção dos parâmetros técnicos de aquisição na SNR da imagem e na dose de radiação para diversas espessuras de mamas comprimidas e diferentes glandularidades

da mama em vários mamógrafos digitais (FFDM). Estudaram cinco equipamentos de mamografia: o Senographe 2000D da GE, o Mammomat Norvation DR da Siemens, o Selenia da Lorad-Hologic, o Senoscan da Fischer e o 5000MA da Fuji.

Foram testadas todas as combinações alvo/filtro disponíveis em nove objetos simuladores com três espessuras diferentes (3, 5 e 7 cm) com três diferentes glandularidades (30, 50 e 70%). As imagens foram adquiridas utilizando-se o sistema automático de exposição do equipamento para identificar os parâmetros de exposição utilizados em cada caso. Os resultados mostraram que para um determinado conjunto A/F, a FOM varia pouco em função da tensão da ampola. A FOM é muito dependente da escolha do A/F. Para todos os casos, a partir do valor máximo da FOM quando se continua a aumentar, o valor da FOM é reduzido, ou seja, não há mais melhora na imagem. Os autores também concluíram que para um determinado objeto simulador, os parâmetros de exposição que fornecem o valor mais elevado da FOM é específico para cada sistema e dependem tanto do conjunto A/F como do tipo do detector. Em alguns casos, o conjunto de parâmetros técnicos selecionados no modo automático de exposição coincidiu com aqueles resultados do estudo da otimização, mas houve também casos onde o desempenho do sistema de exposição automático poderia ser melhorado.

Segundo Baldelli, Phelan e Egan (2010) que comparam dois mamógrafos FFDM, em que ambos utilizam detectores do tipo *Flat Panel* (campo plano) de Selênio amorfo (a-Se) fabricados pela Lorad-Hologic, um dos mamógrafos apresenta as combinações de alvo/filtro (A/F) possíveis de Mo/Mo e Mo/Rh e o outro oferece as novas combinações de W/Rh e W/Ag. Foi utilizada a FOM definida como CNR^2 / AGD (quadrado da razão contraste-ruído dividido pela dose glandular média) para se investigar qual o melhor conjunto de A/F em termos de compromisso de dose de radiação na mama e qualidade da imagem. O cálculo do CNR foi realizado seguindo-se a metodologia descrita na *European guideline* (EC, 2006) e o cálculo da AGD segundo Dance et al. (2000a) e Dance et al. (2000b). Fizeram uso do objeto simulador de mama CIRS (computerized imaging reference system, Inc. Norfolk, Virginia) para simular diferentes glandularidades e espessuras de mama.

Calcularam a FOM para todos os conjuntos de A/F possíveis em função do valor da tensão aplicada à ampola (kV_p) para três espessuras específicas de mama (4, 5 e 6 cm) no modo automático de aquisição. Assumiram que os dois sistemas em teste eram limitados quanticamente, que a FOM é independente do nível de dose, que valores mais elevados da FOM indicam uma maior capacidade do sistema no desempenho, em termos de qualidade de imagem com uma dose mais baixa, e que o resultado do estudo da FOM era uma referência para se estabelecer qual mamógrafo apresentava a melhor configuração em termos de conjunto de parâmetros técnicos de aquisição.

Os resultados obtidos indicaram que para as mamas comprimidas com espessura entre 4 e 6 cm e diferentes glandularidades de mama, o conjunto A/F de W/Rh é a melhor opção e oferece o melhor equilíbrio entre a qualidade da imagem e a dose. Para as espessuras de mamas acima de 6 cm, a melhor opção é o conjunto A/F de W/Ag. Por outro lado, concluíram que o sistema automático do novo mamógrafo com o alvo de tungstênio (W) selecionou o conjunto de parâmetros técnicos mais próximos da técnica otimizada do que o sistema automático do mamógrafo que possui o alvo de Molibidênio (Mo).

No estudo realizado por Kanaga et al. (2010) empregou-se a mesma definição de FOM utilizada por Baldelli, Phelan e Egan (2010) e o mesmo objeto simulador CIRS para se comparar três mamógrafos FFDM. Os cálculos do CNR e da AGD foram feitos conforme a metodologia descrita na *European guideline* (EC, 2006). Os mamógrafos estudados foram: o Mammomat Novation DR da Siemens, o Selenia da Lorad-Hologic e o Senographe Essential da General Electric (GE). Todas as imagens foram realizadas no modo de exposição automático dos equipamentos na projeção crânio-caudal (CC).

Os resultados mostraram que houve diferenças estatisticamente significativas entre os valores médios de AGD e de CNR entre os três mamógrafos digitais observados. O Selenia da Lorad-Hologic exibiu o maior valor de AGD e o Senographe Essential da (GE) apresentou o maior valor do CNR e da FOM.

Os autores concluíram com este estudo que a FOM constitui um critério objetivo para a seleção de uma unidade de mamografia, e embora ressaltem no texto que os valores medidos de CNR estão intimamente associados com as diferentes tecnologias dos equipamentos e que, portanto, não são diretamente comparáveis; resultado este que outros pesquisadores também apontam nas suas investigações (BORG; BADE; ROYLE, 2012) e que, portanto, sinaliza a necessidade de mais estudos.

Ranger, Lo e Samei (2010) também utilizam a mesma definição de FOM referida nas pesquisas anteriores, observando-se que a definição do termo razão entre a diferença do sinal e do ruído (SdNR - *signal-difference-to-noise ratio*) é equivalente ao termo razão entre o contraste e o ruído (CNR – *contrast-to-noise ratio*) (BORG; BADE; ROYLE, 2012; MUHOGORA et al., 2008; TOROI et al., 2007; BERNHARDT; MERTELMEIER, HOHEISEL, 2006). O objetivo desse trabalho foi estudar a otimização do mamógrafo digital (FFMD) da Siemens Mammomat Novation DR em função dos fatores técnicos de exposição. Foram assim demonstradas as potencialidades de redução na dose, sem perda da qualidade da imagem, das novas combinações de ânodo/filtro disponíveis no mamógrafo digital em comparação com as combinações A/F consideradas até o momento o *gold standart*, que foi definido para os sistemas ecrã-filme.

A FOM foi avaliada para os conjuntos A/F de Mo/Mo e W/Rh para diversas espessuras de mama comprimida (2, 4, 6 e 8 cm) com várias composições de glandularidade (100% adiposo; 50% adiposo / 50% glandular e 100% glandular) e foram também simuladas massas e microcalcificações. O desempenho do sistema foi avaliado em função da qualidade espectral do feixe em torno da FOM. Os resultados deste estudo mostraram que a diminuição da dose pode ser significativa, podendo variar entre 9 a 63%. A redução de dose é alcançada com o uso do espectro de W/Rh em vez do conjunto A/F de Mo/Mo habitualmente utilizado na clínica. Estes resultados demonstram a importância do estudo de otimização na mamografia digital.

Os autores comentam que as técnicas definidas para a otimização foram consistentes para ambas as lesões (massas e microcalcificações), o que implica que não há nenhuma necessidade de se estudar distintas configurações

técnicas para se manter a visibilidade das mesmas. Os autores sugerem que para as mamas densas, isto é, com espessura de mama comprimida superior a 8 cm, ainda há um potencial para otimização e que podem ser usadas novas combinações de A/F. Foi assim apresentada uma metodologia prática e objetiva para se efetuar um estudo para a otimização em mamografia digital. Para além da fase da aquisição das imagens, eles comentaram que é necessário estudar a otimização das fases do processamento e da visualização das imagens.

2.3 Outras métricas utilizadas para a otimização na mamografia digital

Até o momento, muitas pesquisas têm-se concentrado em caracterizar o desempenho dos sistemas digitais em termos do desempenho do detector, utilizando a função de transferência de modulação (MTF - modulation transfer function) e a eficiência quântica detetada (DQE - detective quantum efficiency) (BORG; BADE; ROYLE, 2012). Porém, nos artigos de Samei e Flynn (2002; 2003), os autores deixam claro que embora essas métricas sejam bem adequadas para descrever o desempenho intrínseco do detector utilizado pelo sistema de imagem digital, elas são muito limitadas para serem utilizadas como indicador global da qualidade da imagem. Eles argumentam que a medição tanto da DQE como da MTF são normalmente realizadas seguindo-se um protocolo específico e rigoroso, onde não está incluído e não há espaço para se considerar fatores importantes como: as mudanças de espectro ou sinal; a dose e o risco radioinduzido ao(a) paciente; o ruído proveniente das estruturas anatômicas ou mesmo a influência de estruturas do sistema na radiação espalhada.

Berns, Hendrick e Cutter (2003) ao invés de aplicar uma FOM para a otimização dos parâmetros técnicos de exposição do mamógrafo digital (FFDM) utilizam a pontuação obtida a partir da curva contraste *versus* detalhe (CD - contrast *versus* detail) para quantificar o desempenho do mamógrafo em termos de qualidade de imagem. Nesse estudo, diversas técnicas de aquisição

da imagem foram selecionadas de modo a se obter a mesma AGD em um objeto simulador de contraste-detalhe com 50% de glandularidade, no mamógrafo Senographe 2000D da GE, para espessuras de mamas comprimidas de 2, 4, 6 e 8 cm. Assim, para cada espessura, variou-se o conjunto A/F e a tensão da ampola para toda a gama disponível no mamógrafo. Para cada imagem, o cálculo da pontuação CD (*score CD*) foi definido a partir da área abaixo da curva CD média obtida com os resultados de detecção obtidos por seis observadores.

Williams, Raghunathan e More (2008) compara os resultados de otimização obtidos por ele, utilizando a $FOM = SNR^2 / AGD$, com os resultados alcançados por Berns, Hendrick e Cutter (2003), pois a investigação tem em comum o mesmo mamógrafo. Os resultados mostraram que, à semelhança do que ocorreu com a FOM utilizada por Williams et al., a pontuação CD varia pouco em função da tensão da ampola. Para as espessuras de mama comprimida de 2 e 4 cm, a pontuação CD diminuiu lentamente com o aumento da tensão aplicada à ampola, e houve pouca diferença de pontuação entre os conjuntos de A/F de Mo/Mo, Mo/Rh e Rh/Rh.

No estudo realizado por Berns, Hendrick e Cutter para as espessuras da mama de 6 e 8 cm, o conjunto de A/F de Rh/Rh obteve a maior pontuação CD, seguido pelo conjunto de Mo/Rh e por último o Mo/Mo, com melhores resultados obtidos para a espessura de mama comprimida de 8 cm. Williams, Raghunathan e More estudaram a espessura de mama comprimida de 7 cm, também com 50% de grandularidade, e concluíram que os valores da FOM, usando os conjuntos de A/F de Mo/Rh e Rh/Rh, foram semelhantes entre si e ambos superiores ao valor encontrado para a FOM quando se utilizou o A/F de Mo/Mo. O resultado encontrado por Berns, Hendrick e Cutter mostrou uma maior vantagem para o conjunto de A/F de Rh/Rh em comparação com o conjunto de A/F de Mo/Rh para a espessura de mama comprimida de 8 cm. Assim, embora as tendências gerais resultantes do estudo de otimização em função dos conjuntos alvo/filtro para o mamógrafo Senographe 2000D tenham sido semelhantes nos dois estudos, existem algumas diferenças, que podem estar associadas aos diferentes parâmetros de qualidade de imagem utilizados (*SNR versus CD*).

2.4 Resumo

O conhecimento da relação que existe entre a qualidade da imagem e a dose de radiação é um pré-requisito para qualquer otimização na área da radiologia diagnóstica. A qualidade da imagem e a dose necessária para se alcançar um diagnóstico confiável e bem sucedido depende de parâmetros tão variáveis como por exemplo a resolução de contraste e o ruído, a constituição da mama do(a) paciente, as condições de visualização das imagens e também os critérios de avaliação usados pelo observador que avalia a imagem (AICHINGER et al., 2012).

A figura de mérito (FOM) é um conceito relativamente novo e é uma ferramenta matemática usada na mamografia digital que permite estudar de forma objetiva a otimização da qualidade da imagem e dose do(a) paciente. A FOM pode ser definida de várias formas (ver Tabela 2.1), ela tem sido usada para a otimização de sistemas de mamografia comparando-se técnicas e fatores de exposição para um mesmo mamógrafo (SAMEI et al., 2005) (WILLIAMS; RAGHUNATHAN; MORE, 2008), ou para a comparação de desempenho entre mamógrafos digitais similares porém que utilizam conjuntos alvo/filtros distintos (BANDELLI; PHELAN; EGAN; 2010) ou mesmo para comparação entre mamógrafos digitais diferentes (MUHOGORA et al., 2008) (KANAGA et al., 2010). A vantagem da FOM é que ela se apresenta sob a forma de um único número que reflete o desempenho de qualquer sistema de imagiologia em termos de qualidade de imagem *versus* dose. Na literatura, a FOM tem sido calculada para diferentes situações de exposição e diversos tipos de mama, incluindo diversas combinações alvo/filtro, distintas tensões aplicadas à ampola, diversos objetos simuladores, diversas glandularidades e espessuras de mama comprimida. Nos vários estudos apresentados anteriormente, o uso da FOM foi bem sucedido apesar da clara necessidade de mais investigação sobre o indicador da FOM, o conceito é promissor e alguns autores ponderam que deve ser considerada como uma ferramenta na garantia de qualidade (BORG; BADE; ROYLE, 2012).

3 MATERIAIS E MÉTODOS

Este trabalho foi realizado, utilizando-se o mamógrafo fabricado pela General Electric (GE), modelo Senographe DS, instalado no serviço de imagiologia do IPOC. No início e durante todo o período que transcorreu a investigação, os testes de controle de qualidade indicados pelo fabricante (GE, 2005) e os testes básicos recomendados na União Europeia (European Commission, 2006) foram realizados de forma a garantir um bom desempenho do equipamento. A listagem dos testes assentes se encontra no apêndice A. Todas as correções e os ajustes necessários foram efetuados no mamógrafo de modo que o sistema sempre se manteve dentro dos limites estabelecidos e recomendados.

3.1 Mamógrafo em estudo

3.1.1 Características e modo de funcionamento do mamógrafo

O mamógrafo Senographe DS apresenta-se na Figura 3.1. É um sistema projetado para realizar exames de rastreio e diagnóstico. Está equipado com um tubo de raios X de pista dupla Molibidênio (Mo) e Ródio (Rh), filtros de Mo ou Rh e um detector digital. O detector é do tipo *Flat Panel* (campo plano) de silício-amorfo (a-Si) em que foi depositado iodeto de cério dopado com tálio (CsI(Tl)) para maximizar a detecção dos raios X. O tamanho do pixel é de $100\ \mu\text{m}$ e o da imagem é de 1.914×2.294



Figura 3.1 Mamógrafo modelo Senographe DS da GE

pixels. A gama de tensões do gerador disponível é de 22 a $49\ \text{kV}_p$ (quilovoltagem pico - kV_p) e a do produto corrente-tempo (mAs) vai de 4 a 500 mAs (GE 2004).

O Senographe DS possui um controle de exposição automática (AEC) denominado pelo fabricante de otimização automática de parâmetros (Automatic Optimization of Parameters–AOP). No artigo publicado por Klausz e Shramchenko (2005), descreve-se o método para a otimização automática de parâmetros (AOP) e explica-se que este é um modelo que faz uma pre-

exposição da mama e calcula os parâmetros radiográficos para a obtenção da imagem a partir da relação entre a razão contraste ruído (CNR), a dose média glandular (AGD) e os tipos possíveis de mama. O processo de otimização consiste em determinar os pontos de funcionamento do equipamento que fornecem a menor dose possível (AGD) para cada nível do CNR e do tipo de mama. O valor de dose utilizado foi o resultado do cálculo de dose considerando-se toda a população, proveniente dos valores de AGD registrados sobre a distribuição dos tipos de mama na população. A partir de uma pré-exposição obtida com baixa dose, a uma dada espessura, a composição da mama é estimada, quando então o mamógrafo utiliza os índices tabelados que contêm os conjuntos de pontos operacionais otimizados de funcionamento do sistema para definir os parâmetros da exposição no exame. Segundo os autores do artigo, na utilização deste método de otimização, tanto a CNR quanto a dose são mantidas sob controle para todos os tipos de mama, tendo em conta tanto o risco individual como coletivo. A dose média resultante para a população pode variar desde um nível comparável ao estado da arte nos mamógrafos que utilizam o processo de tela/filme, até um fator de redução de 50%.

Na prática, o modo AOP visa otimizar a qualidade da imagem para o exame de mama comprimida com espessura entre 10 mm a 80 mm. O sistema seleciona os seguintes parâmetros físicos de exposição: conjunto alvo/filtro (A/F); tensão aplicada à ampola de raios X (kV_p) e o produto da corrente da ampola pelo tempo de exposição (mAs), em função da espessura da mama comprimida e do ponto de maior densidade radiográfica da mama. A utilização do modo AOP, segundo o manual da GE, oferece o melhor compromisso entre a qualidade da imagem e a dose, de acordo com a prioridade selecionada pelo operador. Há três modos de operação do AOP que se podem selecionar e em cada um desses modos selecionados se está definindo uma prioridade para a qualidade da imagem e da dose na mama no exame. São estes:

- A) Modo Contrastado (contrast – CNT), onde se dá prioridade ao contraste na imagem, aumentando-se a dose na mama. No manual

do equipamento, é sugerido que este modo só seja utilizado quando o médico radiologista o solicitar.

- B) Modo Padrão (standard – STD), onde há um equilíbrio entre o contraste na imagem e a dose na mama. Este modo de operação é o recomendado no manual do equipamento para uso na rotina.
- C) Modo Dose (Dose), onde a prioridade é dada a redução da dose na mama em detrimento do contraste na imagem, porém ainda com uma qualidade da imagem aceitável. O seu uso também é recomendado para a rotina conforme o manual do fabricante.

O modo AOP pode ser utilizado tanto no exame normal como no exame com magnificação ou no exame da parede torácica, o seu uso não é recomendado para pacientes com implantes mamários (GE, 2004). Existe também o modo manual de operação do equipamento, onde o operador seleciona os parâmetros de exposição (A/F; kV_p e mAs) e pode ser usado no exame normal ou no exame com magnificação, em mamas com implante, exame da parede torácica ou para a análise de amostras (exemplo amostras de biópsia).

Para se adquirir uma imagem, além da escolha do modo de operação, é necessário a indicação da lateralidade, ou seja, se a mama posicionada é a da direita ou a da esquerda. Sem esta informação, o comando para a emissão de radiação é bloqueado. Após isso, o sistema determina automaticamente o nome da incidência do exame a partir da angulação da “gantry” (coluna de suporte do conjunto: tubo de raios X, compressor, suporte da mama, grade antidifusora e detector). O mamógrafo adota para nomear as incidências a nomenclatura definida pelo Colégio Americano de Radiologia (American College of Radiology – ACR). Também é possível escolher a sigla da incidência quando é utilizado um posicionamento especial. Utilizou-se na investigação os exames realizados nas incidências apresentadas na Tabela 3.1.

Tabela 3.1 - Nomes das incidências do mamógrafo Senographe DS utilizados na investigação

Código	Descrição	Comentário
R	Mama Direita (<i>Right</i>)	Lateralidade selecionada pelo operador
L	Mama Esquerda (<i>Left</i>)	Lateralidade selecionada pelo operador
CC	Incidência Crânio Caudal (<i>CranioCaudal</i>)	Lado inferior da mama contra o receptor
MLO	Incidência Médio Lateral Oblíqua (<i>MedioLateral Oblique</i>)	Lateral inferior da mama contra o receptor

Nos exames padrão de exposição realizados com a grade antidifusora é selecionado automaticamente o ponto focal grosso de 0,3 mm. O ponto focal fino (0,1 mm) é selecionado automaticamente pelo mamógrafo para os exames com magnificação. É permitida a exposição após se ter o posicionamento correto, a lateralidade definida, a incidência registrada, a compressão da mama e o modo de operação da exposição selecionado.

Depois da exposição, a imagem adquirida pelo detector digital é automaticamente transferida para a estação de trabalho, adicionada ao exame e é exibida no monitor de visualização a imagem bruta designada também como *raw data*. A imagem adquirida pelo detector é processada e substitui a imagem *raw* no ecrã, contudo ambas as imagens, a processada e a *raw*, ficam arquivadas no sistema.

Uma série de cálculos é aplicada à imagem *raw* para se criar a imagem processada, os principais processamentos que podem ser aplicados na imagem *raw* para se criar a imagem processada são:

- Visualização do colimador: aplica-se uma máscara negra ao redor da área útil da imagem, cobrindo-se as áreas que de outra forma seriam brancas. Isto propicia uma visualização mais confortável.

- ✦ Transformação Pseudo log: facilita a manipulação do brilho e do contraste durante a visualização. Após a transformação, a faixa dinâmica da imagem é reduzida para 12 bits, sem perda das informações clínicas.
- ✦ Auto-contraste: objetiva a melhora da qualidade da imagem que é visualizada no ecrã, através da otimização dos níveis de brilho (largura de janela ou window width - WW) e do contraste (nível da janela ou window level - WL) na imagem. Quando a imagem processada substitui a imagem *raw* na tela, o(a) operador(a) pode seleccionar qual dos quatro níveis de contraste deve ser aplicado à imagem, a saber: Alto, Baixo, Padrão ou o pré-definido pelo usuário na janela do Painel de Controle de Visualização.
- ✦ Equalização de espessura ou *Premium View*: tecidos subcutâneos podem ser de difícil visualização no ecrã devido às limitações de exibição do monitor de vídeo. Isto é corrigido pela aplicação de um algoritmo de equalização de espessura para se diminuir a faixa dinâmica da imagem. As informações sobre a imagem além de um limite de nível de cinza, seleccionado para corresponder aos tecidos subcutâneos, são modificadas para apresentar uma melhor visibilidade. O resultado final é uma visibilidade mais nítida das informações clínicas em todas as regiões da mama. Quando este algoritmo é utilizado, a descrição do processamento aplicado é referida como Proc 1.

Os *softwares* de processamento de imagens ou filtros computacionais *Fine View* e *Premium View* podem ser ativados ou desativados pelo(a) operador(a) antes da exposição, porém na instituição eles são sempre utilizados na obtenção das imagens clínicas. Quando o *Fine View* é utilizado, a nitidez da imagem é otimizada pelo uso da informação de *feedback* do detector. Segundo Ghetti et al. (2008), a GE desenvolveu um *software* dedicado, chamado *Fine View* para restaurar a perda de resolução espacial, especialmente aplicado para os detectores de conversão indireta, que é o tipo de detector utilizado no mamógrafo Senographe DS.

O *Premium View* é um algoritmo de processamento de imagens que aumenta a visibilidade das estruturas da mama. A maior vantagem é que

ele fornece uma única imagem da mama, na qual o contraste dos tecidos adiposos é similar ao obtido quando se configura o ajuste WW (largura de janela) e WL (nível de janela) para uma visualização ótima de tecidos adiposos. O contraste dos tecidos fibro-glandulares é similar ao obtido quando se configura WW e WL para uma visualização ótima de tecidos fibro-glandulares. O algoritmo *Premium View* também inclui o algoritmo de equalização de espessura para aumentar a visibilidade dos tecidos subcutâneos. Goldstraw et al. (2009) comentam que o *software Premium View* é o “estado da arte” do algoritmo de pós-processamento da imagem da mama, desenvolvido pela GE Medical Systems para tornar mais seguro o diagnóstico feito pelos radiologistas, otimizando a resolução do contraste na imagem mamográfica. É apresentado como *software* padrão no modelo Senographe DS e é uma opção adicional ao algoritmo de equalização da espessura originalmente introduzida no modelo Senographe 2000D.

3.2 Caracterização do tipo de mama encontrada na clínica e da técnica radiográfica utilizada

3.2.1 Construção da base de dados dos exames realizados na clínica

Um aspecto muito importante e relevante na investigação foi a escolha de uma amostra de pacientes suficientemente grande para caracterizar corretamente os tipos de mamas encontrados no mamógrafo em estudo.

Com o objetivo de obter-se uma amostra representativa, selecionou-se de modo aleatório distintos dias da semana, dentro de um período de quatro meses. Desses dias específicos, foram recolhidos todos os exames de mamografia bilaterais e unilaterais que haviam sido realizados.

As informações selecionadas, que constituíram a nossa base de dados, foram obtidas diretamente de cada imagem arquivada no protocolo *Digital Imaging and Communications in Medicine* (DICOM) através de uma rotina computacional desenvolvida na instituição especialmente para esse objetivo. Todas as informações registradas, utilizando-se a rotina computacional, foram duplamente conferidas para garantir a fiabilidade dos dados. Primeiro realizou-se a conferência visual, ou seja, cada informação da base de dados foi comparada com a informação apresentada na imagem do exame. A segunda verificação foi realizada utilizando o *software* Image J, disponibilizado na internet (Image J, 2012), de cada imagem foram impressas todas as informações do cabeçalho DICOM e comparou-se com os registros na base de dados.

As informações que constaram da nossa base de dados foram: data do exame; idade da paciente; incidência do exame (LMLO, RMLO, LCC ou RCC); modo de operação do equipamento utilizado para a realização do exame (manual ou automático – STD, CNT ou Dose); os parâmetros técnicos da exposição (A/F, kV_p, mAs); a espessura da mama comprimida (E); a força de compressão aplicada (F); a percentagem de glandularidade; a exposição à entrada da pele (entrance skin exposure – ESE) e a dose glandular média (average glandular dose – AGD) registrada pelo mamógrafo. Constituiu-se assim a base de dados com as informações relevantes das imagens para o estudo.

Utilizando-se a espessura da mama como variável de dimensionamento com coeficiente de variação (CV) de 0,25. O CV é calculado dividindo-se o desvio padrão pela média e foi estimada uma amostra de 2.320 mamas para que a estimativa da média da espessura da mama não ultrapassasse o verdadeiro valor em mais de 1% com um nível de confiança de 95%.

3.2.2 Caracterização do que é uma mama tipicamente pequena, média e grande

Inicialmente, as variáveis numéricas foram avaliadas descritivamente apresentando-se medidas-resumo (média, mínimo, máximo e desvio padrão). Em seguida, as médias por tipo de incidência foram comparadas, utilizando-se o teste t de Student¹ para amostras independentes.

Para avaliar o tamanho da mama a partir da espessura da mesma em três categorias, foram apresentadas duas propostas: a primeira, tendo como critério para a obtenção dos limites o valor da média geral de espessura \pm Desvio Padrão (DP) e a segunda, pelos limites obtidos via análise de cluster pelo método da partição (k-means) (HAIR et al. 1998).

A existência de associação entre as duas propostas de faixas de tamanho da mama e variáveis categóricas (tipo de incidência, tipo de material do alvo da ampola de raios X (A), tipo de material do filtro da ampola de raios X (F) e a voltagem aplicada à ampola (kV_p)) foi realizada utilizando-se o teste de Qui-Quadrado. Já para se avaliar a magnitude dessas associações foi apresentado o coeficiente V de Cramér - quanto maior o seu valor, maior a associação (NOETHER, 1991).

Já a comparação de médias da força de compressão por faixas de espessuras nas duas propostas foi realizada utilizando-se o teste t de Student para amostras independentes com correção de Bonferroni. A análise de variância não pôde ser utilizada devido à violação da suposição de normalidade nos dados a que foi testada, utilizando-se o teste de Kolmogorov-Smirnov. Foi selecionada a proposta de faixa de mama que mais apresentou as maiores associações com as variáveis.

¹De acordo com o teorema do Limite Central, para as amostras suficientemente grandes ($N \geq 30$), a média das variáveis tende a apresentar distribuição normal – desta forma, para comparação de duas médias com mais de 30 casos por grupo não foi necessário realizar o teste de normalidade. Os testes não-paramétricos de Kruskal-Wallis verificam a existência de diferenças de médias, porém sem localizar as diferenças. Desta forma, optou-se pela realização de comparações múltiplas via teste t de Student com correção de Bonferroni com a finalidade de se controlar a significância global.

3.3 Estudo de otimização dos parâmetros de aquisição das imagens

O objetivo é determinar os parâmetros técnicos de exposição (conjunto alvo/filtro, kV_p e mAs) e as opções de processamento de imagem, previstas pelo fabricante (*Fine View* e *Premium View*), que permitam obter para determinado tipo de mama a melhor qualidade da imagem com a menor dose possível.

3.3.1 Escolha da métrica usada para avaliar a qualidade da imagem

3.3.1.1 Escolha da análise contraste-detalle

O aspecto considerado foi que dentre as diversas estruturas que o médico observa na imagem radiográfica (regiões de distorções estruturais, massas etc.) em um exame de mamografia, a detecção das microcalcificações na imagem com as suas características morfológicas, localização e quantidade é um dos fatores principais de análise para se definir o próximo passo na decisão clínica, ou seja, se a paciente será ou não encaminhada para uma biopsia ou qual será o período de tempo conveniente até o próximo exame para haver um acompanhamento adequado.

Sabendo-se que o contraste é gerado pela diferença de atenuação dos raios X nos tecidos, a possibilidade de se discriminar entre as várias estruturas internas na imagem radiográfica é causada pela diferença existente entre os coeficientes de atenuação linear para os raios X de cada tecido. Além disso, o contraste na imagem é afetado pelo espectro dos raios X que por sua vez é determinado pela tensão aplicada à ampola e pelos materiais utilizados para o alvo e o filtro.

O contraste da imagem já contém todas as informações sobre a composição do tecido obtido com o espectro de raios X selecionado. Com a

ajuda do receptor de imagem, o contraste de radiação é transformado em diferenças nos valores de pixel da imagem digital. A capacidade para converter as diferenças sutis na densidade do tecido do paciente para a informação da imagem é chamada resolução de contraste.

Na imagem de mamografia observa-se o tecido glandular e o tecido adiposo. Detalhes de baixo contraste tipo massas necessitam apresentar um contraste mínimo com o tecido circundante para poder ser visualizado. Esse limite de contraste é dependente do tamanho da lesão, do contraste objeto (contraste real entre a lesão e o tecido circundante) e do ruído no sistema de imagem. Ou seja, o sistema deve ter uma boa capacidade de transferência do contraste do objeto para o contraste da imagem. O fato de que pequenos detalhes (como por exemplo as microcalcificações) necessitem ter grande contraste para poderem ser visualizados na imagem e que os detalhes de tamanho maior possam ser visualizados com baixo contraste é expresso pela fórmula de Rose (AICHINGER et al., 2012):

$$C \times D = k \text{ (unidade de área)} \quad (3.1)$$

Nesta fórmula o produto do contraste C (unidade de comprimento) vezes o tamanho do detalhe D (unidade de comprimento) no limiar de visibilidade é uma constante. O parâmetro k é importante na quantificação da qualidade da imagem. Quando a qualidade da imagem é melhor, pequenos detalhes são visualizados em menores contraste. Logo, quanto menor for o valor de k melhor é o sistema de imagem. Limites para o valor do k ocorrem por causa das propriedades dos sistemas e pelas restrições de doses.

3.3.1.2 Descrição do objeto simulador CDMAM

Um objeto simulador apropriado para analisar a curva de contraste detalhe em mamografia é o objeto simulador nomeado de: contrast-detail mammography phantom (CDMAM - objeto simulador mamográfico de

contraste detalhe) (AICHINGER et al., 2012). Assim, para o estudo de otimização dos parâmetros de aquisição da imagem foi utilizado o CDMAM, modelo 3.4, com o número de série 0000001095.

O CDMAM é constituído por uma base de alumínio Al 1050 (99,5% de alumínio puro) com 0,5 mm de espessura contendo cilindros de ouro (99,9999% de ouro puro) de diferentes espessuras e diâmetros, totalmente protegida por uma cobertura de polimetil-metacrilato (PMMA). Os cilindros de ouro foram depositados sobre a base por meio de vaporização. As medidas precisas dos cilindros cobrem um intervalo de espessura de 0,03 μm até 2,0 μm e diâmetros que vão de 0,06 mm até 2,0 mm. Na placa de PMMA há uma cavidade de 2 mm de profundidade, que acomoda a base de alumínio com os cilindros de ouro, o conjunto (PMMA + alumínio) tem uma espessura total de 5 mm (BURGHT; THIJSEN; BIJKERK, 2009). O objeto simulador pode ser visto na Figura 3.2.

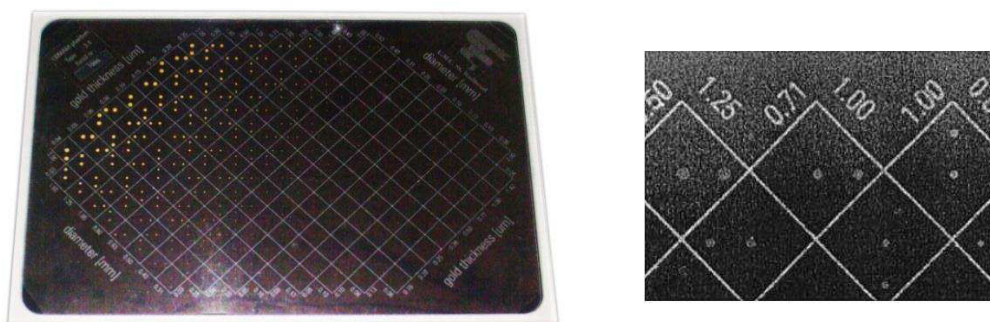


Figura 3.2 Objeto simulador CDMAM 3.4

No CDMAM foram selecionados os tamanhos dos detalhes (diâmetros dos cilindros) especialmente para simular os objetos mais difíceis de serem detectados na mamografia que são as microcalcificações (KARSSEMEIJER; THIJSEN, 1996). Este objeto simulador mamográfico foi construído especificamente para se poder avaliar dois importantes parâmetros de qualidade de imagem: o contraste e a resolução espacial. Ele apresenta detalhes de diferentes tamanhos (diâmetros nos cilindros de ouro) e contrastes (diversas espessuras nos cilindros de ouro) decrescentes que permitem efetuar

uma análise contraste detalhe, isto é, avaliar a resolução de contraste em função do tamanho do detalhe. A partir da imagem do CDMAM pode-se obter a curva de contraste *versus* detalhe que permite avaliar o limiar de visibilidade do sistema em função dos parâmetros técnicos selecionados. Ele é um objeto simulador mamográfico que já está recomendado na publicação *European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis – Fourth Edition* (2006) para ser utilizado na avaliação da qualidade da imagem de um receptor de imagem digital.

A *curva de contraste-detalhe* pode ser determinada utilizando-se o CDMAM e usada para comparar a qualidade da imagem obtida com vários equipamentos ou com várias técnicas de exposição, onde a detecção dos detalhes depende do tamanho e do contraste no nível de limiar de visibilidade. Calculando-se em cada passo de contraste (i) o produto da profundidade (C_i) pelo diâmetro do disco de ouro visível (D_i) no limiar de visibilidade e adicionando-se todos os produtos, é obtido então o valor da figura de qualidade da imagem (IQF - *image quality figure*).

$$IQF = \sum_{i=1}^n (C_i \cdot D_i) \text{ (}\mu\text{m)} \text{ (mm)} \quad (3.2)$$

Quanto menor for o valor de IQF, melhor será a qualidade da imagem. O inverso desta definição é intuitivamente uma definição melhor, ou seja, quanto melhor for a qualidade da imagem maior será o valor do inverso da figura de qualidade da imagem (IQF_{inv} - *inverted image quality figure*). Assim, o IQF_{inv} foi utilizado e é definido como:

$$IQF_{inv} = \frac{1}{IQF} \text{ (}\mu\text{m}^{-1}\text{)} \text{ (mm}^{-1}\text{)} \quad (3.3)$$

Optou-se por se avaliar a qualidade da imagem, utilizando-se o IQF_{inv} , pois ele expressa o limite de detecção do detalhe (objeto) em função do seu contraste para diferentes níveis de contraste e tamanhos do objeto (curva contraste-detalhe) e está associado à capacidade de detecção das microcalcificações.

Na Figura 3.3 é apresentada uma curva de contraste *versus* detalhe obtida a partir da imagem do conjunto do CDMAM apoiada sobre uma das placas de PMMA de 10 mm que acompanha o objeto simulador mamográfico. O conjunto foi exposto no mamógrafo em estudo com o modo STD do sistema AOP. Quanto menor for a área inferior à linha, menor é o valor do IQF e maior é o valor do IQF_{inv} , mais próxima dos eixos está a curva de contraste-detalhe, ou seja, é possível se detectar objetos com espessuras e diâmetros menores. É assim possível se obter o limite de visibilidade em contraste dos detalhes a partir das imagens do CDMAM. Pode-se associar a capacidade de detecção dos discos de maior contraste objeto e de menor dimensão com a capacidade de detecção das microcalcificações.

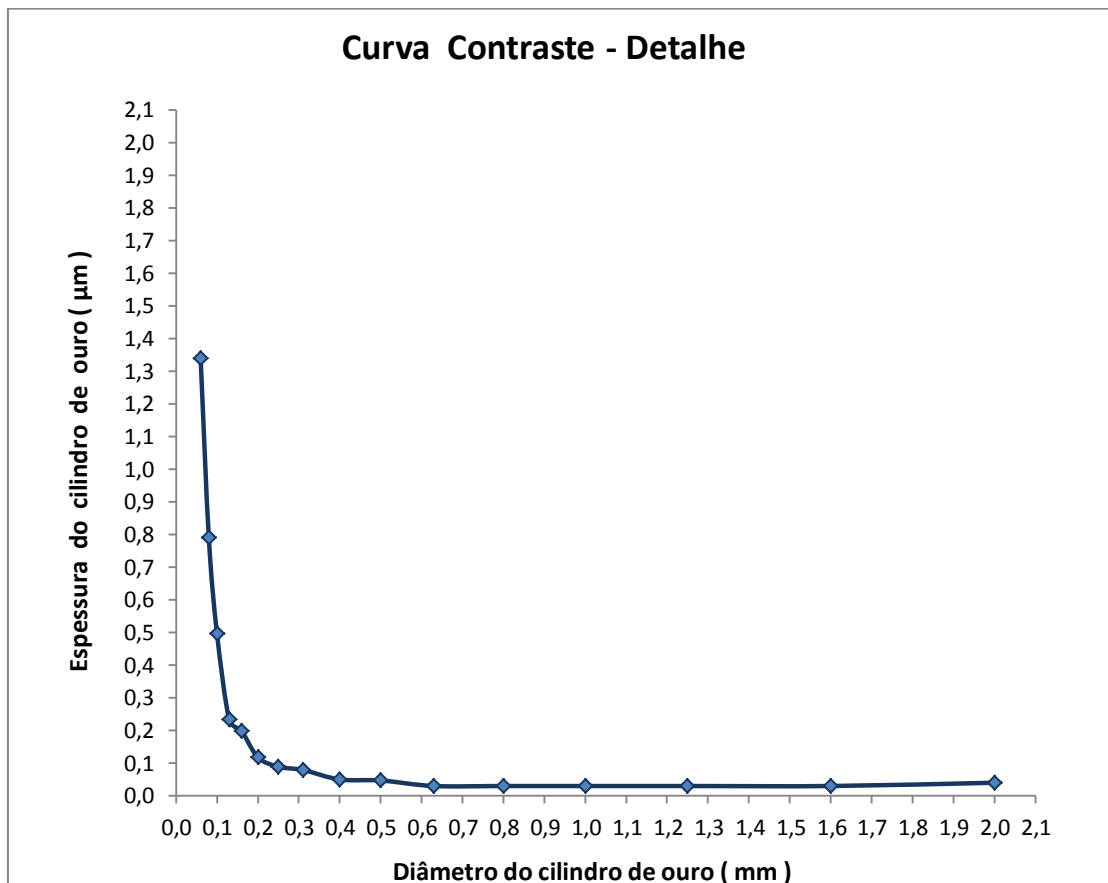


Figura 3.3 Curva de Contraste vs Detalhe obtido a partir da exposição do objeto simulador CDMAM com uma placa de 10 mm de PMMA em modo STD no mamógrafo Senographe DS

3.3.1.3 Condições de exposição do CDMAM e cálculo do IQF_{inv}

Observamos todos os cuidados técnicos quanto ao posicionamento e utilização do CDMAM recomendados pelo fabricante no momento da exposição do objeto simulador. Destacamos que em todas as imagens obtidas, o CDMAM foi posicionado rente à borda do detector, onde se encosta o músculo peitoral, centrado lateralmente e acima 20 mm do detector. Na Figura 3.4, se observa o CDMAM posicionado a 20 mm do detector, para uma determinada espessura de mama simulada (35 mm).

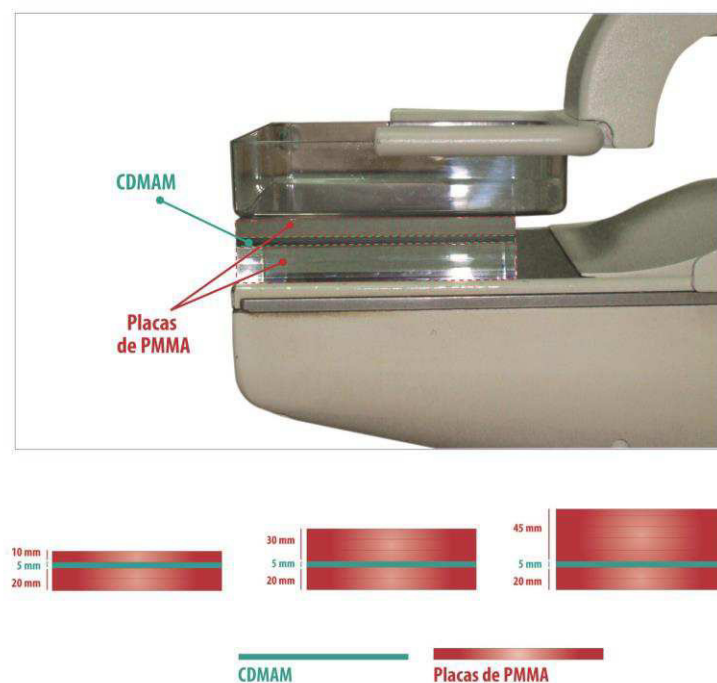


Figura 3.4 Posicionamento do simulador CDMAM no mamógrafo

Foi utilizado o *software*: CDMAM Analyser Version 1.2 comercializado pela Artinis Medical Systems B. V. (BURGHT; THIJSEN; BIJKERK, 2009) para se calcular o valor do IQF_{inv} , em todas as imagens na nossa investigação. A capacidade de detecção de um objeto é um critério subjetivo que depende muito do observador e das condições de visualização das imagens. A utilização do *software* do CDMAM analyser permite garantir uma avaliação objetiva e independente da variabilidade do observador humano (EC, 2006).

Foram mantidos todos os cuidados técnicos e todas as recomendações do fabricante para a utilização do *software* como, por exemplo, a obtenção de oito imagens do objeto simulador do CDMAM sob os mesmos parâmetros técnicos de exposição do mamógrafo para a análise do *software* e cálculo do valor do IQF_{inv} . Ou seja, para a construção de cada curva contraste *versus* detalhe, o programa necessita analisar oito imagens, assim se consegue reduzir a influência do ruído na imagem e garantir um resultado estatisticamente confiável. Além disso, todas as séries de dados da investigação foram repetidas pelo menos duas vezes com o intuito de se verificar experimentalmente se todos os detalhes técnicos tinham sido cumpridos e se os resultados obtidos eram congruentes.

3.3.2 Figura de Mérito usada para o estudo de otimização

3.3.2.1 Definição da Figura de Mérito escolhida

A FOM usada neste trabalho é calculada a partir do IQF_{inv} elevado ao quadrado e dividido pela dose glandular média, de acordo com a seguinte equação:

$$FOM = \frac{IQF_{inv}^2}{AGD} 10^{-6} [\mu m^{-4}] [mGy^{-1}] \quad (3.4)$$

Na equação, o IQF_{inv} é o inverso da figura de qualidade da imagem, calculado pelo *software* do CDMAM analyser, e a AGD é a dose glandular média.

O numerador $(IQF_{inv})^2$ corresponde ao fator de qualidade da imagem, ele está ligado aos diversos parâmetros técnicos de aquisição da imagem e que pode ser associado a maior capacidade de detecção das microcalcificações. A grandeza AGD está relacionada com o risco rádio-induzido na mama do exame de mamografia, já que o tecido mais

radiossensível na mama é o tecido glandular. A FOM definida é expressa nas unidades [$\mu\text{m}^{-4} \text{ mGy}^{-1}$].

3.3.2.2 Determinação da AGD

A grandeza AGD não pode ser medida diretamente. Ela é calculada a partir da medida do kerma (kinetic energy released in material) no ar incidente, sem retroespalhamento. A medida de $K_{a,i}$ foi realizada conforme a metodologia proposta no Protocolo Europeu de Dosimetria em Mamografia (EC, 1996). O cálculo de AGD foi realizado, utilizando-se a fórmula proposta no Protocolo Europeu (EC, 2006) e pela Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA HHS17, 2011). Ela é a seguinte:

$$\text{AGD} = g_t c_t s K_{a,i} [\text{Gy}] \quad (3.5)$$

Na equação 3.5:

- $K_{a,i}$ é o kerma no ar à entrada da superfície sem retroespalhamento;
- s é o fator de correção que depende da combinação de alvo-filtro utilizado;
- c_t é o fator de conversão para a glandularidade de uma mama com espessura t [mm];
- g_t é o fator que converte o $K_{a,i}$ em AGD para uma mama com 50% de tecido glandular.

Os valores aplicados a s , c_t e g_t foram obtidos a partir do artigo de (DANCE et al. 2000a).

A medida do $K_{a,i}$ foi realizada utilizando-se o conjunto dosimétrico composto pelo eletrômetro modelo 9095 da Radcal acoplado à câmara de

ionização (CI) dedicada à mamografia modelo 10x9-6M e multiplicando-se pelo fator de calibração de 0,96 estabelecido no certificado de calibração nº 10516 emitido pelo laboratório de calibração *John Perry Radiation Metrology Laboratory*. A CI possui um volume ativo de 6 cm³ e opera na faixa de energia de 10 à 40 keV (RADCAL, 2005). O conjunto pode ser visto na Figura 3.5 a seguir.



Figura 3.5 Conjunto dosimétrico da RADCAL modelo 9095 com câmara de ionização 10x9-6M posicionada para medir o $K_{a,i}$

3.3.3 Determinação dos parâmetros de aquisição da imagem

3.3.3.1 Estudo da influência das opções de processamento de imagem no IQF_{inv}

Visava-se otimizar a imagem sobre a qual o médico faz a sua avaliação e prepara o seu relatório médico. Logo, optou-se por utilizar a imagem processada em vez da imagem *raw* e com as duas opções de processamento de imagem (*Premium View* e *Fine View*) ativadas, pois essa é a imagem utilizada na prática clínica na instituição para estabelecer o diagnóstico. No entanto, fez-se necessário o estudo da influência das opções

de processamento de imagem (imagem *raw versus* imagem processada, com ou sem filtros *Premium View* e *Fine View*) no valor do IQF_{inv} .

3.3.3.2 Estudo de otimização dos parâmetros de exposição

A otimização dos parâmetros de exposição (A/F, kV_p e mAs) na mamografia visa identificar as condições que forneçam a melhor qualidade de imagem, e que, ao mesmo tempo, garantam a menor dose possível de radiação absorvida na mama. A determinação do melhor conjunto de parâmetros para se obter a melhor imagem clínica, levando-se em consideração a AGD, foi realizada aplicando-se a FOM($(IQF_{inv})^2 / AGD$) definida neste estudo na equação (3.4).

O valor do IQF_{inv} aumenta à medida que são selecionados produto corrente-tempo maiores, mantendo-se fixas todas as outras condições: espessura de mama comprimida, o conjunto de A/F e a tensão aplicada à ampola. Assim, foi preciso definir um critério claro e único para ser aplicado na determinação de quais produtos corrente-tempo seriam utilizados de modo a se obter imagens e resultados de valores do IQF_{inv} que pudessem ser comparados.

Optou-se, então, pelo critério utilizado por Ranger, Lo e Samei (2010) que consiste em se utilizar os produtos corrente-tempo para os quais se obtenha na imagem um valor médio do pixel em torno de um determinado valor ou faixa pré-estabelecida. E conforme o apresentado na publicação do *National Health Service Breast Screening Programme* - NHSBSP (2009), para o mamógrafo Senographe DS, o valor médio de pixel na imagem recomendado pelo fabricante é de 900 pixels. Assim, definiu-se que o produto corrente-tempo selecionado para ser utilizado em cada medida seria aquele para o qual se obtinha na imagem um valor de pixel médio em torno dos 900 pixels. O número de pixels foi medido em uma ROI de 400 mm^2 , localizada em um determinado canto do CDMAM onde não há estruturas de ouro. Ou seja, todas as imagens obtidas com o objeto simulador CDMAM que foram comparadas tiveram os produto corrente-tempo (mAs) selecionados para que o valor médio de pixels

se encontrasse em torno de $900 \pm 10\%$ pixels. Padronizou-se assim em todas as imagens o mesmo nível de sinal, o que permitiu que elas pudessem ser comparadas.

Considerando-se as três faixas definidas de espessuras de mamas comprimidas características da instituição a partir da análise estatística da base de dados (E_p , E_m e E_g), optou-se por se estabelecer, dentro de cada faixa, uma espessura de mama comprimida típica representativa de cada grupo (E_{pt} , E_{mt} e E_{gt}), para que, a partir delas, se pudesse obter os valores dos IQF_{inv} e das doses.

Para cada espessura de mama comprimida típica, foi selecionado o conjunto alvo/filtro utilizado na prática clínica e obteve-se o IQF_{inv} para toda a faixa de tensão aplicada à ampola (kV_p) permitida pelo equipamento, utilizando-se sempre os produtos corrente-tempo (mAs) convenientes para se alcançar nas imagens $900 \pm 10\%$ pixéis. Assim, foram construídas as curvas da FOM *versus* tensão aplicada à ampola (kV_p). O ajuste das curvas foi realizado, utilizando o *software* CurveExpert Version 1.40.

Para cada combinação A/F estudada, a partir do máximo da curva da FOM *versus* tensão aplicada à ampola (kV_p) determinou-se a tensão aplicada à ampola ótima, ou seja, o valor de kV_p que tornava o valor da FOM máximo para cada faixa de espessura de mama comprimida características da instituição.

Numa segunda fase, foi efetuado o estudo de otimização em função do produto corrente-tempo para o caso da mama pequena. Para cada conjunto de alvo/filtro, construiu-se a curva da FOM *versus* produto corrente-tempo, utilizando-se o valor da tensão aplicada à ampola ótima que tornava o valor da FOM máximo. Variou-se os valores do produto corrente-tempo dentro do que o equipamento permitiu devido às condições fixas da espessura de mama comprimida, do conjunto A/F e da tensão aplicada à ampola ótima já estabelecidos. O ajuste das curvas foi realizado utilizando-se o *software* CurveExpert Version 1.40 e a partir do máximo da curva se obteve o valor do produto corrente-tempo que tornava o valor da FOM máximo para cada conjunto de alvo/filtro para a espessura da mama pequena, conforme apresentado na Tabela 4.13.

Em conformidade com a *Joint Committee for Guides in Metrology* 100:2008, o resultado de uma medição é uma estimativa do seu valor verdadeiro. Por este motivo, ao se relatar esse resultado, torna-se fundamental prover uma indicação quantitativa da sua qualidade, ou seja, associar ao valor medido um intervalo de valores com probabilidade conhecida, dentro do qual o valor verdadeiro se encontra. A incerteza a ela associada caracteriza a dispersão dos valores que podem ser atribuídos a um mensurando (INMETRO, 1995). A “incerteza padrão” é expressa como um desvio padrão, definindo duas categorias distintas: a “incerteza do Tipo A” (cuja avaliação se dá pela análise estatística de séries de observações) e a “incerteza do Tipo B” (que não tenha sido obtida através de observações repetidas, ou seja, avaliada por julgamento científico, baseando-se em todas as informações disponíveis sobre a possível variabilidade da grandeza medida). Na prática, estas incertezas são obtidas dos manuais e certificados de calibração dos instrumentos. Aplicada ao presente estudo, as incertezas “tipo A” foram associadas aos resultados do IQF_{inv} e de $K_{a,i}$. E a incerteza “tipo B” originou-se diretamente da fonte externa, do certificado de calibração da câmara de ionização. A incerteza associada a FOM que é apresentada nos resultados vem da combinação da propagação das incertezas provenientes do IQF_{inv} e da AGD.

3.4 Estudo do impacto clínico das imagens otimizadas

3.4.1 Simulação da mama

O sucesso de uma proposta de otimização é ela se mostrar capaz de melhorar a imagem que o(a) médico(a) utiliza na sua prática clínica, mantendo-se a menor dose possível de radiação no exame da paciente. Para testarmos se os parâmetros ótimos definidos a partir da FOM proposta realmente se mostravam significativos para o uso na clínica, obtivemos as “imagens clínicas” para serem avaliadas pelos(as) médicos(as). Esta etapa do

estudo foi realizada exclusivamente para a mama pequena, pois os parâmetros ótimos definidos a partir da FOM proposta para ela foram significativamente distintos dos parâmetros utilizados na prática clínica.

3.4.1.1 Objeto simulador antropomórfico da mama

Optou-se por utilizar o simulador de mama Test Object in Mammography (TOR MAM), fabricado pela Leeds Test Objects, pois este objeto simulador foi concebido com o intuito de ser um objeto simulador das estruturas habitualmente encontradas na mama com o qual se obtém uma imagem de mama a mais próxima possível da imagem obtida em um exame real de mamografia. Ele contém minúcias nos tipos de testes que apresentam uma imagem mais “natural” (TORMAM, 2009). Além disso, ele foi utilizado para avaliação da qualidade da imagem em 85,4% dos sistemas participantes no Reino Unido do *National Health Service Breast Screening Programme* (NHSBSP) (NHSBSP, 2009).

Assim, as “imagens clínicas” obtidas nesta investigação foram realizadas expondo-se o simulador de mama TOR MAM à radiação, utilizando os parâmetros técnicos de otimização propostos. O número de série do objeto simulador utilizado é 280.

3.4.1.2 Descrição do objeto simulador

O diagrama do TOR MAM está representado na Figura 3.6. Na metade à esquerda do simulador há uma série de filamentos, partículas e detalhes circulares, que são usados para obter a pontuação de qualidade da imagem. Eles simulam estruturas patológicas frequentemente encontradas nas mamas, por exemplo, lesões espiculadas (lesões em forma de estrelas), microcalcificações e massas tumorais. Na metade à direita é simulada a aparência do tecido mamário e contém microcalcificações, além de detalhes

fibrosos e nodulares. Nessa metade, a imagem não é a mesma entre os objetos simuladores TOR MAM produzidos, no entanto, fornece uma imagem de teste interessante e útil para fins de avaliação.

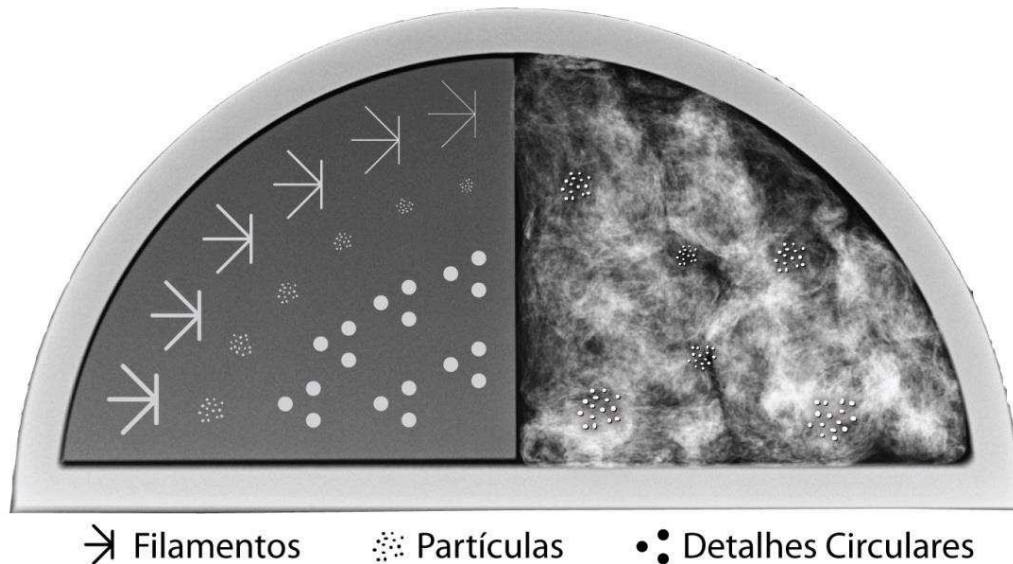


Figura 3.6 Esquema do TOR MAM

As estruturas no TOR MAM são as seguintes:

Filamentos-6 grupos de multifilamentos direcionais uniformes, de mesmo comprimento (10 mm). Cada grupo tem o seu diâmetro específico (0,40; 0,35; 0,30; 0,25; 0,225 e 0,20 mm).

Partículas-6 grupos compostos por partículas feitas de um mineral à base de cálcio. As partículas são de forma irregular e estão agrupadas por faixas de tamanho. As faixas de cada grupo são: 354-224; 283-180; 226-150; 177-106; 141-90 e 106-63 μm .

Detalhes circulares-6 grupos compostos por três discos de 3 mm, feitos com materiais de baixa atenuação aos raios X. Há seis diferentes contrastes e cada um é apresentado três vezes, dando um total de 18 elementos que são organizados em seis grupos de três. Em cada grupo, os três contrastes são distintos, e cada um está localizado em três áreas diferentes da imagem.

Simulação do tecido mamário-É composto por um material estável que aparenta ser tecido mamário. Nele há seis grupos de

partículas posicionados para representar as microcalcificações e com as mesmas especificações descritas acima. Há variação de densidade, fibras e nódulos que procuram aparentar as características realistas do tecido mamário.

3.4.2 Avaliação da qualidade da imagem realizada pelos(as) médicos(as) radiologistas

As “imagens clínicas” foram apresentadas a seis médicos(as) radiologistas com mais de 5 anos de experiência específica em mamografia. Cada uma das “imagens clínicas” foi avaliada pelo(a) médico(a) três vezes e em cada uma das vezes a imagem estava em uma posição distinta no ecrã. Utilizamos exatamente o mesmo monitor onde o(a) médico(a) faz a avaliação dos exames de mamografia e prepara o seu relatório médico do exame. O monitor utilizado é do tipo *cathodic ray tube* (CRT), modelo nº 2384613/238414, fabricado pela Hewlett-Packard (HP).

Nas imagens apresentadas o(a) avaliador(a) não foi informado dos parâmetros de exposição que haviam sido utilizados. Assim, garantimos que não fosse influenciado por essas informações.

Nenhum dos(as) médicos(as) conhecia o simulador TOR MAM, ou seja, eles(as) não tinham expectativas *a priori* do número de grupos de cada estrutura do objeto simulador. Eles(as) podiam mexer em todas as condições do ambiente da sala e utilizar todos os recursos de que normalmente fazem uso para a avaliação da imagem médica.

Após uma breve explicação sobre os objetivos da pesquisa, na parte objetiva da análise, foi solicitado ao avaliador que observasse a metade com as estruturas na imagem e atribísse uma nota a cada estrutura identificada. O valor da nota era atribuído de acordo com o grau de visibilidade com o qual ele conseguia detectar a estrutura. Os critérios para a pontuação eram:

1 – Limiar da visibilidade.

2 – Visível.

3 – Claramente visível.

O(a) próprio(a) médico(a) anotava na folha, associada a cada imagem, a nota e a posição aproximada correspondente à estrutura detectada.

No lado do TOR MAM, onde se simula o tecido mamário, foi solicitado ao(a) avaliador(a) que fizesse o relatório médico. Essa parte não era direcionada e cada médico(a) fez o seu relatório livremente. A intenção nessa etapa era observar o que os(as) médicos(as) realmente consideraram relevante na imagem médica.

Para finalizar a avaliação, apresentava-se, sempre no mesmo ecrã, duas imagens para comparação. Uma imagem do TOR MAM exposta com a técnica padrão do mamógrafo (modo STD do sistema AOP) e a outra com os parâmetros resultantes da otimização. Pediu-se para o(a) médico(a) escolher qual imagem, entre as duas imagens apresentadas, ele(a) gostava mais. As imagens foram apresentadas no total três vezes, cada vez em diferentes posições. Nesse momento, os(as) médicos(as) fizeram uma avaliação global e incluíam a sua preferência pessoal sobre a imagem.

3.4.3 Método estatístico de análise dos resultados

Esta análise estatística tem por objetivo comparar os conjuntos de especificações técnicas do mamógrafo (A/F, kV_p, mAs) ou configuração que foram utilizados na exposição do simulador de mama TOR MAM gerando as “imagens clínicas” otimizadas a partir da FOM proposta com a “imagem clínica” obtida no modo STD, ou seja, no modo de otimização padrão do equipamento.

Deseja-se verificar se as avaliações são homogêneas entre os(as) médicos(as) e qual imagem proporciona uma melhor avaliação das estruturas da mama. A partir das atribuições das notas para cada estrutura da mama (filamentos, microcalcificações e massas) nas seis condições possíveis (condições de A a F), definiu-se um indicador de visualização, totalizando-se as notas atribuídas nas seis condições para uma determinada imagem da mama.

Como cada imagem foi apresentada três vezes aos(as) médicos(as), todos(todas) eles(elas) apresentam três valores para esse indicador. As análises estatísticas foram realizadas utilizando-se este indicador.

Os indicadores foram analisados inicialmente de forma descritiva por meio de medidas-resumo: média, mínimo, máximo, desvio padrão (DP) e coeficiente de variação (CV - quociente entre o desvio padrão e a média).

Verificou-se o grau de homogeneidade entre as medições dos(as) médicos(as) para cada configuração do mamógrafo e estrutura da mama utilizando-se a análise de variância com efeito aleatório (médico(a)) que permite analisar também as flutuações entre as medições de um(a) mesmo(a) médico(a) via correlação intraclass (Intraclass Correlation Coefficient - ICC). Este coeficiente varia entre -1 e 1, sendo que quanto mais próximo de um (1), maior a homogeneidade das avaliações realizadas pelo(a) mesmo(a) médico(a). Realizou-se o teste de coerência do(a) médico(a), ou seja, comparou-se o(a) médico(a) com ele(a) mesmo(a). Verificou-se se ocorreu variação na avaliação da mesma imagem pelo(a) avaliador(a) quando a imagem foi apresentada em diferentes posições no ecrã.

Finalmente, para verificar-se qual o tipo de configuração técnica do mamógrafo que proporcionou melhor visibilidade das estruturas, as médias foram comparadas por modelos lineares mistos que contemplam a repetição das avaliações realizadas por um(a) mesmo(a) médico(a) (considerado(a) como efeito aleatório). Ou seja, cada médico(a) foi considerado(a) como representante independente dentro da categoria dos médicos radiologistas.

Tanto a análise de variância com efeito aleatório como o modelo linear misto têm como pressupostos a normalidade nos dados, os quais foram verificados via teste de Kolmogorov-Smirnov. (SIEGEL; CASTELLAN, 1988).

4 RESULTADOS

4.1 Caracterização da população em estudo e da técnica radiográfica utilizada na clínica

Nesta instituição de oncologia são realizados em média 7.234 exames de mamografia por ano, sendo 49% mamografias bilaterais e 51% são exames unilaterais. No total, selecionaram-se os exames realizados em 780 pacientes, ou seja, 10,7% dos exames produzidos por ano no serviço de radiologia do IPOC, o que corresponde a um total de 2.441 imagens clínicas incluídas na base de dados.

A partir da análise das informações da base de dados, constatou-se que 95,1% das imagens foram obtidas utilizando-se o modo STD de exposição automática do equipamento. Como na investigação era necessário conhecer-se os padrões típicos dos exames de mamografia praticados na instituição, utilizou-se então para a análise estatística somente as imagens geradas neste modo de exposição. Todas as pacientes foram mulheres.

A distribuição das pacientes por idade na instituição pode ser observada na Figura 4.1. A idade média e desvio padrão (DP) obtido é de: $(57,2 \pm 12,7)$ anos.

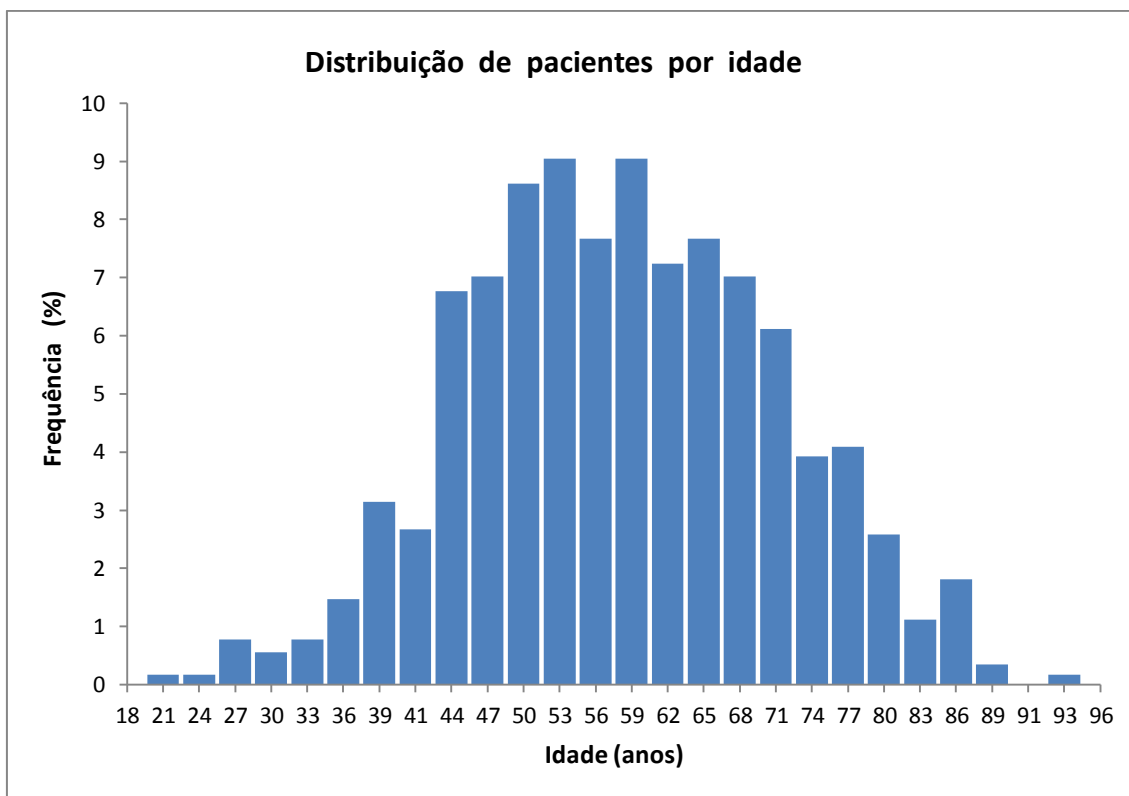


Figura 4.1 Histograma da distribuição de pacientes por idade na instituição

4.1.1 Espessura da mama comprimida “típica” encontrada na clínica

4.1.1.1 Influência da incidência radiográfica

A primeira questão abordada na análise estatística foi verificar se havia alguma diferença estatisticamente significativa entre as espessuras das mamas comprimidas (E) nos exames com incidências CC e MLO, independentemente se a mama era esquerda ou direita, e se essa diferença era um fator relevante quanto à determinação dos outros parâmetros radiográficos. Analisando-se a Tabela 4.1 constata-se que as médias das espessuras das mamas comprimidas e o respectivo desvio padrão (DP) por tipo de incidência (CC e MLO) apresentaram diferenças estatisticamente significativas ($p=0,0057$).

Entretanto, essas diferenças não se apresentaram relevantes sob o ponto de vista prático (clínico) e, desta forma, considerou-se a espessura da mama independente do tipo de incidência.

Tabela 4.1 – Medidas-resumo da espessura de mama comprimida (E) por tipo de incidência

Incidência	E (mm)				p	Nº de dados
	Média	DP	Mínimo	Máximo		
CC	56,9	12,6	19	99		1.160
MLO	58,4	13,5	20	98		1.161
CC + MLO	57,7	13,1	19	99	0,0057	2.321

A distribuição das espessuras de mama comprimida pode ser observada na Figura 4.2. A espessura média (\bar{E}) e o desvio padrão (DP) obtido é: $(57,7 \pm 13,1)$ mm.

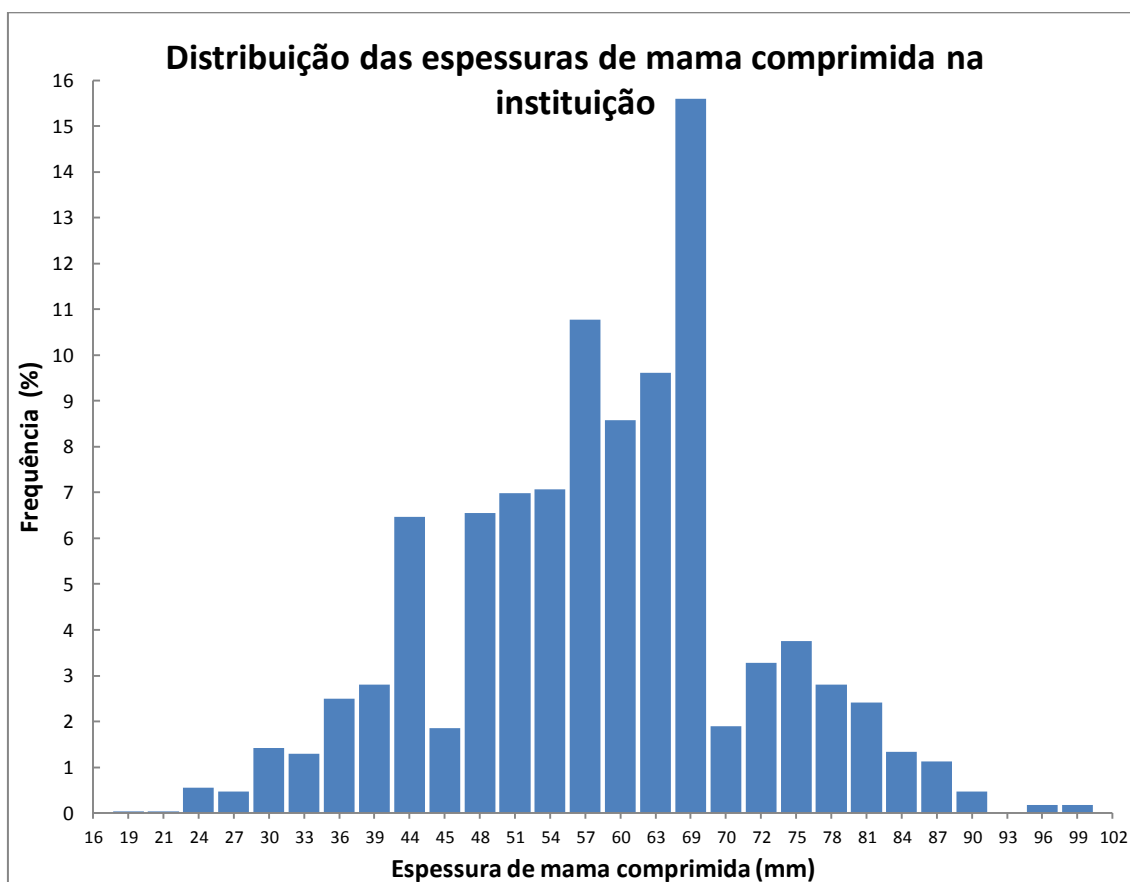


Figura 4.2 Histograma da distribuição das espessuras de mamas comprimidas na instituição

4.1.1.2 Classificação das espessuras de mama comprimida típica nos grupos de mama pequena, média e grande

Assim, independentemente do tipo de incidência, foram propostos dois métodos estatísticos para se definir e caracterizar as mamas comprimidas típicas da instituição em três (3) faixas de espessura: pequena (E_p), média (E_m) e grande (E_g).

Na Tabela 4.2 são apresentadas as duas propostas. Na proposta 1, adotou-se como critério para a obtenção dos limites das faixas o valor da média da espessura de mama comprimida e o desvio padrão da amostra completa ($57,7 \pm 13,1$) mm \pm desvio padrão (DP). Ou seja, optou-se por denominar de mama pequena (E_p) todas aquelas cuja espessura de mama comprimida ficaram abaixo da espessura média menos um desvio padrão; de mama grande (E_g), aquelas cuja espessura de mama comprimida ficaram acima da espessura média mais um desvio padrão; e de mama média (E_m), as espessuras comprimidas entre o valor médio menos um desvio padrão e o valor médio mais um desvio padrão. Na proposta 2, os limites foram obtidos via análise de cluster pelo método da partição (k-means) para obtenção de 3 grupos.

Tabela 4.2 – Limites para as faixas de espessura de mama comprimida, E_p , E_m e E_g , conforme o método de análise dos dados

Mama	Método 1 - média \pm DP	Método 2 - Análise de Cluster
Pequena	$E_p < 45$ mm	$E_p < 50$ mm
Média	$45 \leq E_m < 70$ mm	$50 \leq E_m < 67$ mm
Grande	$E_g \leq 70$ mm	$E_g \leq 67$ mm

A decisão de qual seria o melhor conjunto de faixas de espessura de mama comprimida a serem adotadas na investigação foi tomada a partir da verificação dos elementos do grupo que definiram cada faixa e o grau de associação das variáveis com os tipos de faixas. Para as variáveis categóricas (qualitativas – exemplos: conjunto alvo/filtro e tipo de incidência), utilizou-se o Teste de chi-quadrado para se verificar se existia ou não associação entre elas,

e as faixas e o V. de Cramér para quantificar o grau de associação. Assim, o conjunto de faixas que apresentou o grau de associação mais elevado com as variáveis é melhor, já que isso significa que essas faixas são representativas de determinados conjuntos de características da imagem. O resultado do cálculo do V de Cramér aplicado as variáveis categóricas, para se poder avaliar em qual das duas propostas de faixas de espessura de mama comprimida se verificou as maiores associações, é apresentado na Tabela 4.3 a seguir. Quanto maior é o valor de V de Cramér, melhor é a associação; e quanto menor for o valor do p (Nível descritivo), melhor.

Tabela 4.3 – Resultados do teste de estatística V de Cramér aplicado as variáveis categóricas em cada método de classificação da espessura de mama comprimida

Variáveis	V de Cramér		$p^{(1)}$	
	Método 1	Método 2	Método 1	Método 2
Incidência	0,084	0,078	0,0003	0,0009
Combinação alvo/filtro	0,596	0,514	< 0,0001	< 0,0001
$kV_p^{(2)}$	0,708	0,619	< 0,0001	< 0,0001

⁽¹⁾ Nível descritivo

⁽²⁾ O kV_p apesar de apresentar uma natureza numérica, devido a pouca variação entre os seus valores, para fins deste estudo, foi tratado como variável categórica.

De acordo com os resultados apresentados na Tabela 4.3, verifica-se que a magnitude da associação entre as faixas de espessura de mama comprimida definida na proposta 1 (média \pm DP) e as variáveis incidência, combinação alvo/filtro e tensão aplicada à ampola (kV_p) é superior àquela observada para as faixas de espessura da proposta 2.

Para as variáveis numéricas (força de compressão da mama e produto corrente-tempo), utilizou-se a comparação das médias dos valores das variáveis em cada faixa de espessura de mama comprimida para se avaliar o grau de diferenciação, ou seja, aquele conjunto de faixas que apresentou a maior diferenciação entre si, isto é, o valor mais elevado da diferença das médias das variáveis, é melhor, pois significa que as faixas realmente estão representando grupos distintos. A partir das Tabelas 4.4 e 4.5, observa-se que o padrão de diferenças entre as médias para a força de compressão e para o produto corrente-tempo entre os grupos de mama pequena, média e grande,

para as duas propostas de classificação da faixa de espessura da mama comprimida, foram similares. Para a força de compressão, observou-se diferença entre as médias do grupo de mama pequena e média, pequena e grande, não havendo diferenças de médias entre o grupo de mamas médias e grandes. Já para o produto corrente-tempo, foram identificadas diferenças das médias entre os três grupos de forma distinta.

Tabela 4.4 – Medidas-resumo para a força de compressão por faixas de espessura da mama comprimida conforme o método de análise estatística dos dados

Força de compressão (N)		Média	DP	Mínimo	Máximo	Nº de dados	%
Resultado Global		71,6	16,5	20	130	2321	100
Método 1 (média ± DP)	pequena ($E_p < 45\text{mm}$)	66,4 ^(*)	15,9	30	110	362	15,6
	média ($45\text{mm} \leq E_m < 70\text{mm}$)	72,2 ^(*)	16,2	30	130	1.555	67,0
	grande ($E_g \geq 70\text{mm}$)	74,2 ^(*)	17,2	20	130	404	17,4
Método 2 (análise de cluster)	pequena ($E_p < 50\text{mm}$)	68,3 ^(*)	15,8	30	110	589	25,4
	média ($45\text{mm} \leq E_m < 70\text{mm}$)	72,2 ^(*)	16,3	30	130	1.148	49,5
	grande ($E_g \geq 67\text{mm}$)	73,8 ^(*)	16,8	20	130	584	25,1

(*) apresentam médias estatisticamente significantes a um nível global de 5%, segundo teste t de Student para amostras independentes com correção de Bonferroni. Nível de significância com correção de Bonferroni - $5\%/3 = 1,67\%$ (MILLER, 1991).

Tabela 4.5 – Medidas-resumo para o produto corrente-tempo por faixas de espessura da mama comprimida conforme o método de análise estatística dos dados

Produto corrente-tempo (mAs)		Média	DP	Mínimo	Máximo	Nº de dados	%
Resultado Global		51,6	12,6	18	206	2.321	100
Método 1 (média ± DP)	pequena ($E_p < 45\text{mm}$)	37,9 ^(*)	6,7	18	55	362	15,6
	média ($45\text{mm} \leq E_m < 70\text{mm}$)	50,7 ^(*)	8,3	32	79	1.555	67,0
	grande ($E_g \geq 70\text{mm}$)	67,4 ^(*)	13,8	36	206	404	17,4
Método 2 (análise de cluster)	pequena ($E_p < 50\text{mm}$)	39,7 ^(*)	6,7	18	56	589	25,4
	média ($45\text{mm} \leq E_m < 70\text{mm}$)	51,1 ^(*)	7,6	32	79	1.148	49,5
	grande ($E_g \geq 67\text{mm}$)	64,7 ^(*)	12,7	36	206	584	25,1

(*) apresentam médias estatisticamente significantes a um nível global de 5%, segundo teste t de Student para amostras independentes com correção de Bonferroni. Nível de significância com correção de Bonferroni - $5\%/3 = 1,67\%$ (MILLER, 1991).

Entretanto, as diferenças médias das duas variáveis numéricas, conforme as duas propostas de categorias de faixas com os respectivos níveis descritivos (p) mostrados nas Tabelas 4.6 e 4.7, indicam que a classificação baseada na proposta 1 apresentou a maior capacidade de diferenciar as médias entre faixas para as duas variáveis, pois exibiu valores maiores nas diferenças entre as médias das variáveis para cada grupo de faixas analisado e valor de p menor. Ou seja, o método de classificação das faixas de espessura de mama comprimida baseado na média e desvio padrão é melhor do que o método baseado na análise de cluster uma vez que apresenta maior capacidade de diferenciação das médias das variáveis numéricas estudadas entre os três grupos de espessura de mama comprimida.

Tabela 4.6 – Diferenças entre as médias da força de compressão obtidas para duas faixas distintas conforme as propostas 1 e 2 e os níveis descritivos p associados.

	Diferença entre as médias da força de compressão (N)		p	
	Proposta 1*	Proposta 2*	Proposta 1*	Proposta 2*
{Em - Ep}	5,8	3,9	< 0,0001	< 0,0001
{Eg - Ep}	7,8	5,4	< 0,0001	< 0,0001
{Eg - Em}	2,0	1,5	0,0383	0,0682

* Ver Tabela 4.2

Tabela 4.7 – Diferenças entre as médias do produto corrente-tempo obtidas para duas faixas distintas conforme as propostas 1 e 2 e os níveis descritivos p associados.

	Diferença entre as médias do produto corrente-tempo (mAs)		p	
	Proposta 1*	Proposta 2*	Proposta 1*	Proposta 2*
{Em - Ep}	12,8	11,4	< 0,0001	< 0,0001
{Eg - Ep}	29,5	25,0	< 0,0001	< 0,0001
{Eg - Em}	16,8	13,6	< 0,0001	< 0,0001

* Ver Tabela 4.2

As análises estatísticas indicaram que era mais adequado utilizar as faixas de espessura da mama comprimida definidas segundo a proposta 1, pois esta apresentou os melhores resultados na diferenciação dos grupos em

relação ao tipo de incidência, tipo de combinação alvo/filtro do equipamento (A/F), tensão aplicada à ampola utilizada (kV_p), força de compressão e produto corrente-tempo (mAs).

Da análise estatística dos dados foi então possível concluir que, no universo de pacientes que realizaram a imagem da mama no mamógrafo em estudo, uma mama pequena caracteriza-se pela espessura de mama comprimida inferior a 4,5 cm, uma mama média caracteriza-se pela espessura de 4,5 até 7,0 cm e uma mama grande com uma espessura igual ou superior a 7,0 cm.

4.1.2 Técnica radiográfica usada no mamógrafo na prática clínica

Os parâmetros técnicos selecionados pelo sistema AOP do mamógrafo na prática clínica para as três faixas de espessura de mama comprimida serão apresentados a seguir.

4.1.2.1 Caso da mama pequena

A faixa da mama pequena ($45\text{ mm} < E_p$) foi constituída por 362 imagens, o que corresponde a 15,6% do número total de imagens da base de dados. Pode-se observar na Figura 4.3 que o sistema AOP do mamógrafo selecionou em 79% das exposições o conjunto A/F de Mo/Rh, o conjunto de Rh/Rh em 14% das exposições e só 7% das exposições utilizou o conjunto A/F de Mo/Mo.

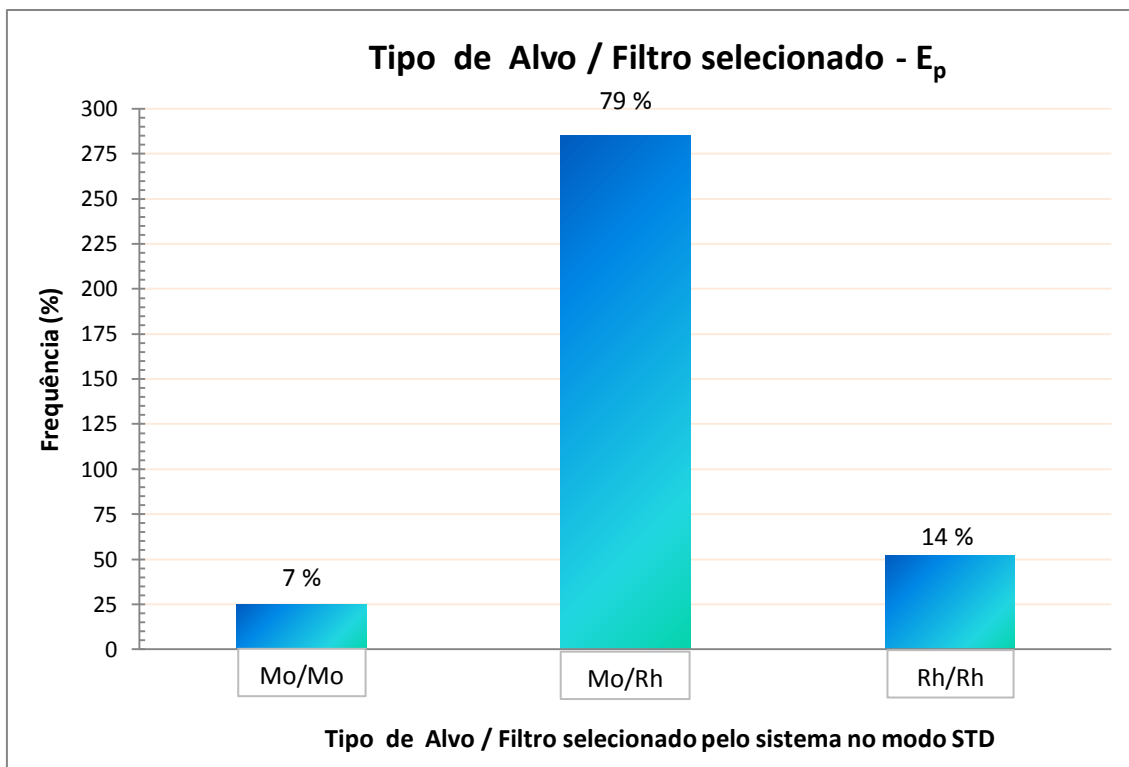


Figura 4.3 Número de ocorrência das combinações A/F que o sistema AOP no modo STD optou para as espessuras de mamas comprimidas pequenas

Os valores das tensões aplicadas à ampola (kV_p) selecionadas para as mamas comprimidas pequenas podem ser vistos na Figura 4.4

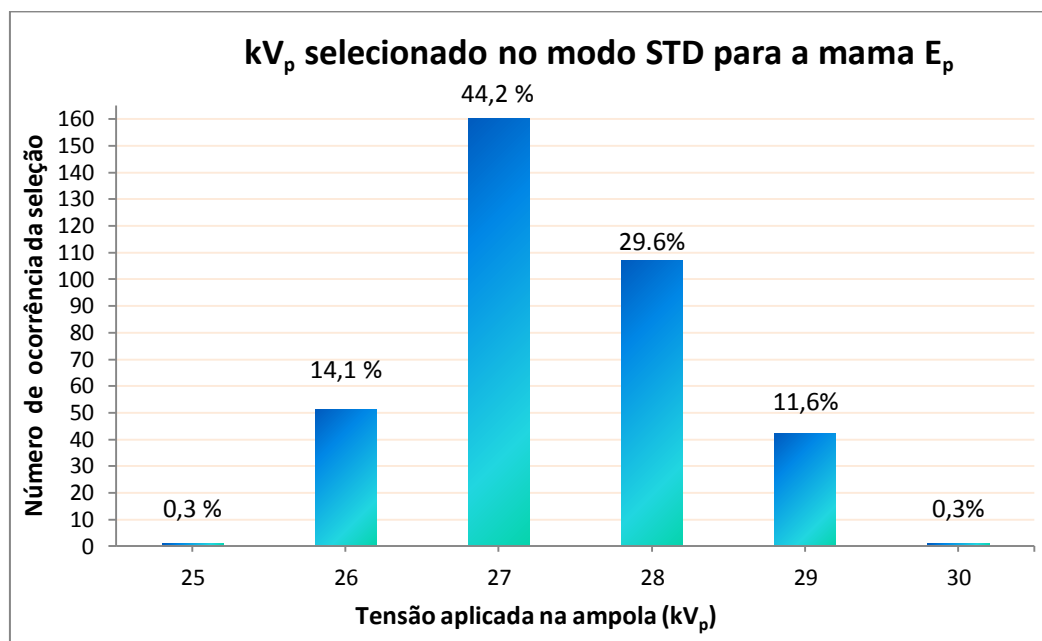


Figura 4.4 Número de ocorrência da seleção da tensão aplicada à ampola (kV_p) que o sistema AOP no modo STD optou para as espessuras de mamas comprimidas pequenas

Das seis tensões aplicadas à ampola selecionadas, 44,2% das exposições foram realizadas com 27 kV_p. A segunda tensão aplicada à ampola mais escolhida foi 28 kV_p com 29,6% das exposições. Só estas duas possibilidades juntas somam 73,8% das escolhas do kV_p para a mama comprimida pequena. As outras opções foram 26 kV_p em 14,1% das imagens, 29 kV_p em 11,6% das imagens e 0,3% das vezes para as tensões aplicadas à ampola de 25 kV_p e 30 kV_p.

A distribuição do produto corrente-tempo (mAs) selecionado pode ser observada na Figura 4.5 a seguir. A média do produto corrente-tempo e o desvio padrão (DP) obtido foi de: (37,9 ± 6,7) mAs.

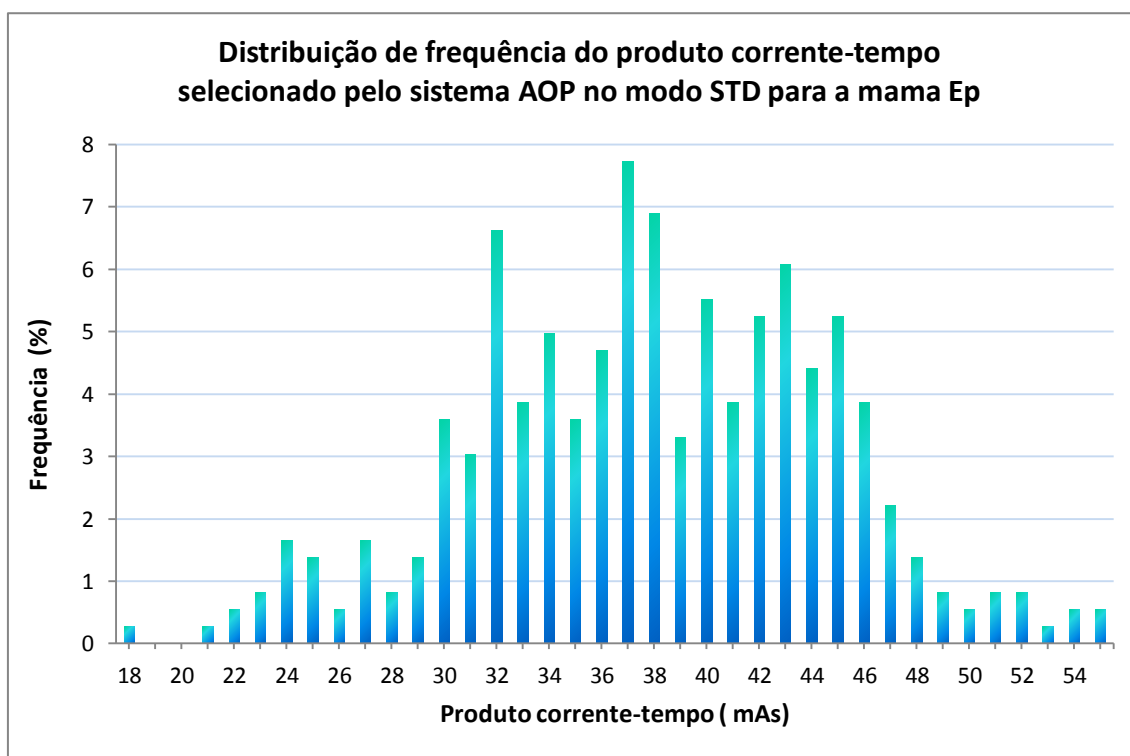


Figura 4.5 Histograma da distribuição de frequência do produto corrente-tempo (mAs) selecionado pelo sistema AOP no modo STD para as espessuras de mamas comprimidas pequenas

As características da distribuição das espessuras de mama comprimida e da glandularidade registradas pelo mamógrafo na faixa das mamas comprimidas pequenas estão apresentadas nas Figuras 4.6 e 4.7 respectivamente. A espessura de mama comprimida média ($\overline{E_p}$) e o desvio

padrão (DP) obtido é: $(37,0 \pm 5,7)$ mm. E quanto à glandularidade, é importante destacar que em 41% das imagens os valores de glandularidade se encontram entre 80 e 100%.

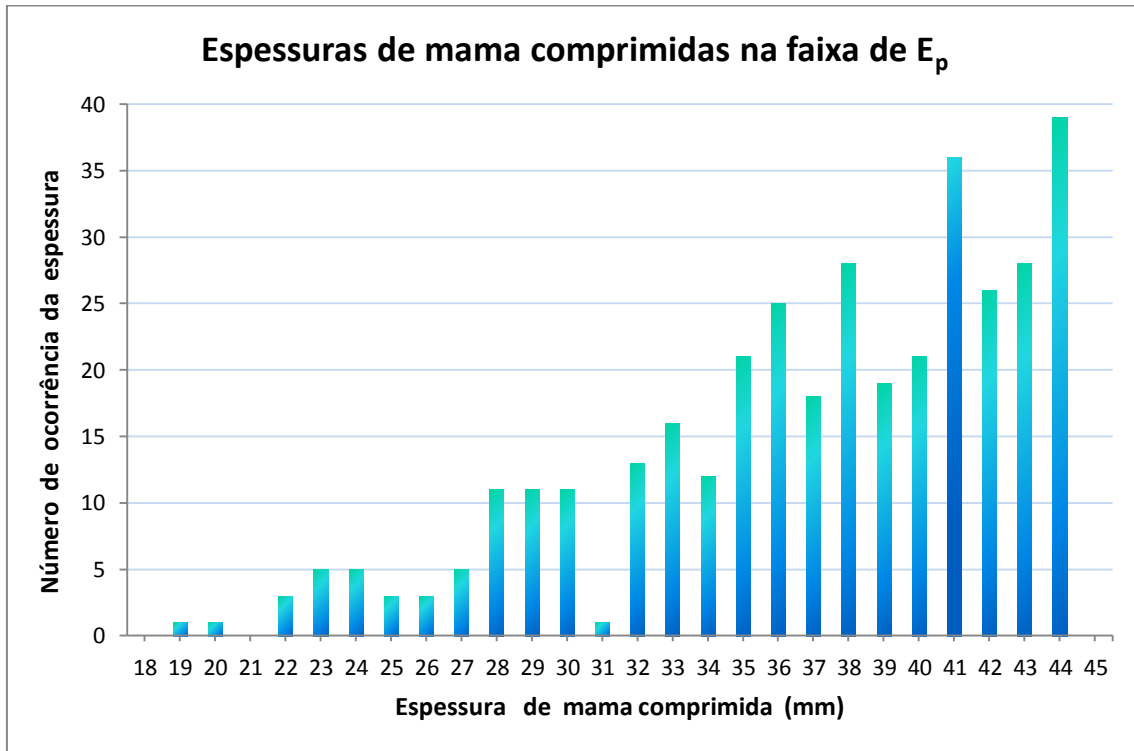


Figura 4.6 Número de ocorrência que determinada espessura de mama comprimida foi praticada na faixa de espessura da mama pequena no modo STD

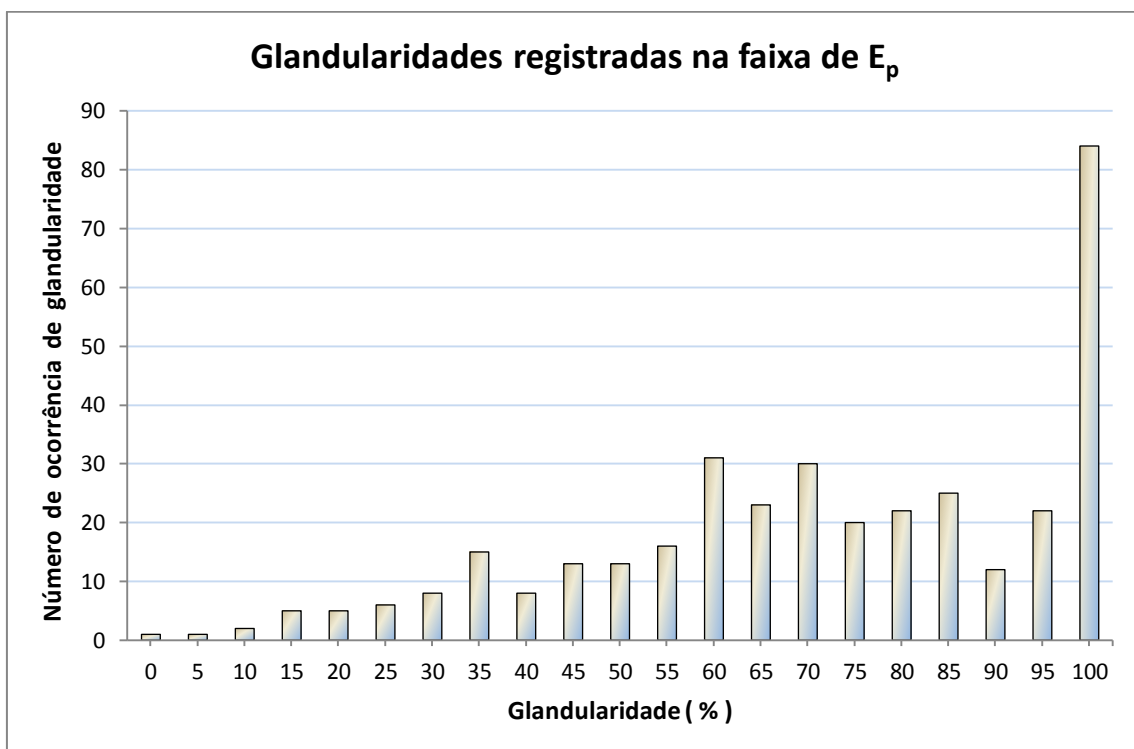


Figura 4.7 Número de ocorrência de glandularidade registrada pelo mamógrafo na faixa de espessura da mama pequena

Quanto à distribuição de idade para a faixa da mama pequena, a média e desvio padrão (DP) obtido foi de: $(57,3 \pm 16,0)$ anos de idade, ou seja, dentro da idade média característica de toda a população estudada. A distribuição das idades pode ser observada na Figura 4.8

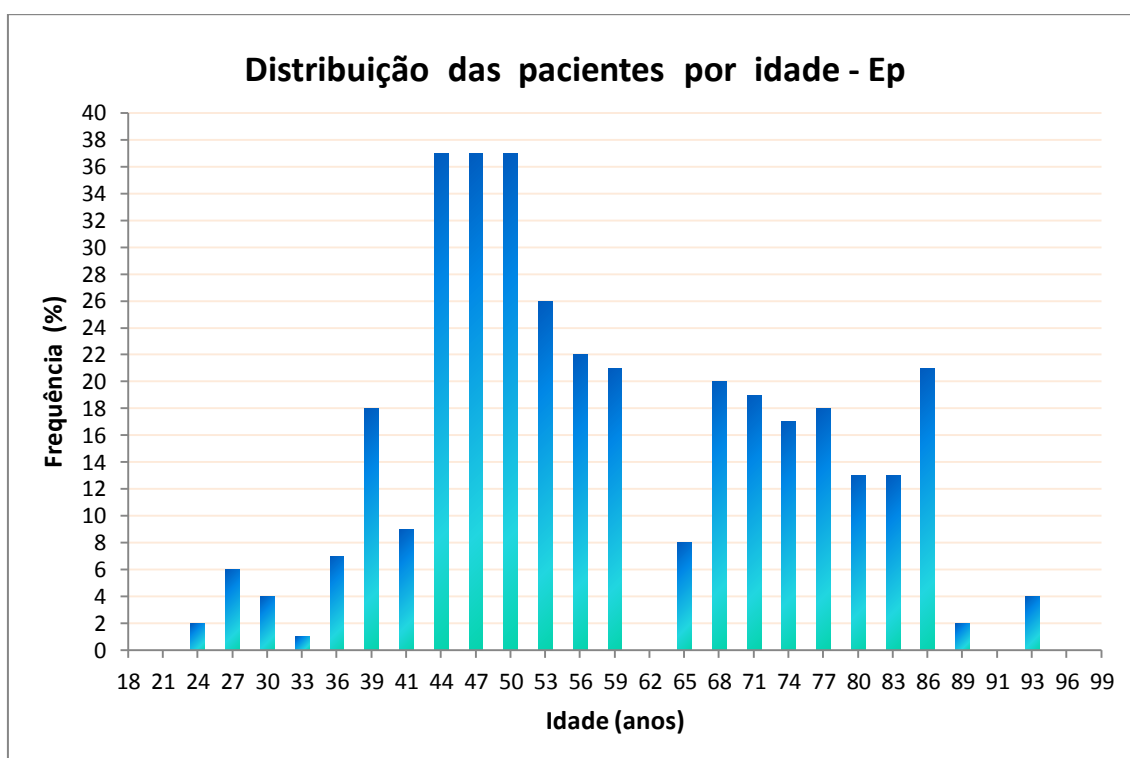


Figura 4.8 Histograma da distribuição das pacientes por idade na faixa de espessura da mama pequena

A espessura escolhida para simular a mama pequena típica (E_{pt}) foi de 35 mm. Pois além de ser uma espessura próxima da espessura média encontrada para essa faixa, para essa espessura específica na base de dados, o sistema utiliza o conjunto A/F de Mo/Rh em 90,5%. Além disso, a opção pelo valor de 27 kV_p é predominante (47,6%) e em 57% das imagens foi registrada a glandularidade entre 80 e 100%. Ou seja, é uma espessura que representa bem as principais características da faixa da mama pequena (E_p).

4.1.2.2 Caso da mama média

A faixa da mama média ($45 \text{ mm} \leq E_m < 70 \text{ mm}$) foi constituída por 1.555 imagens, o que corresponde a 67% do número total de imagens da base de dados. Pode-se observar na Figura 4.9 que o sistema AOP do mamógrafo selecionou em 97% das exposições o conjunto A/F de Rh/Rh, o conjunto de Mo/Rh em 3% das exposições e nenhuma vez utilizou o conjunto A/F de Mo/Mo.

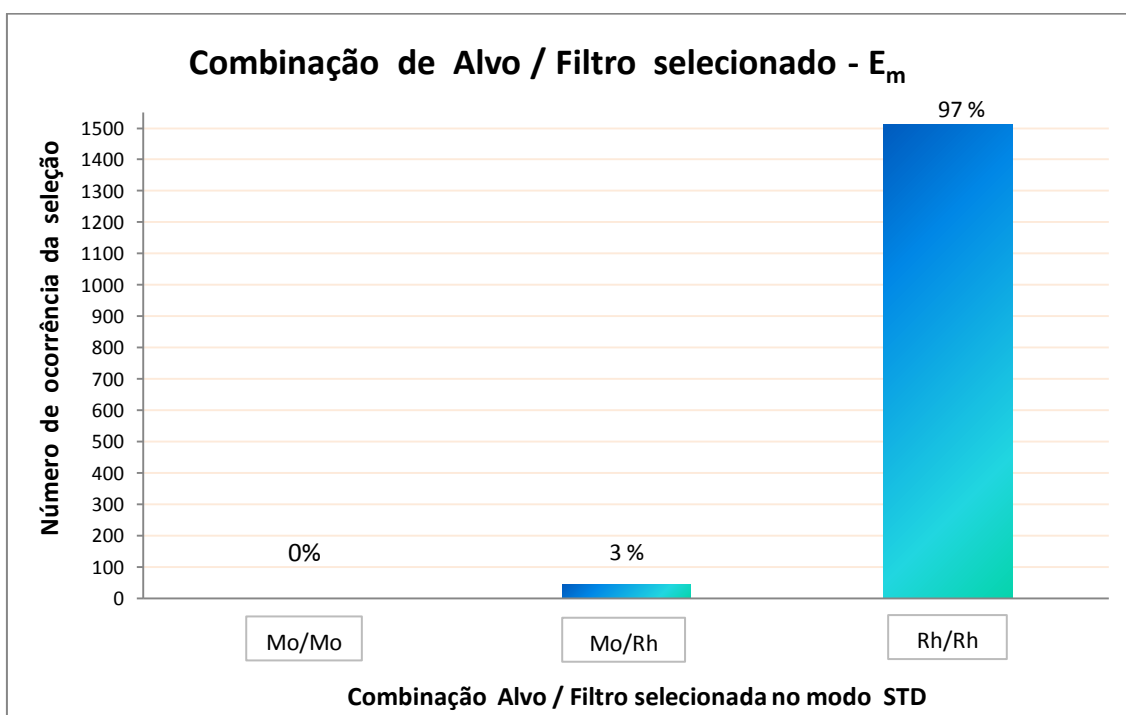


Figura 4.9 Número de ocorrência das combinações A/F que o sistema AOP no modo STD optou para as espessuras de mamas comprimidas médias

Os valores das tensões aplicadas à ampola selecionadas para a mama média podem ser vistos na Figura 4.10. Encontram-se cinco possibilidades selecionadas, sendo que a tensão aplicada à ampola de 29 kV_p foi selecionada em 79% das exposições, seguida por 30 kV_p com 8,6% e 31 kV_p com 7,6%. As outras opções foram 28 kV_p em 3,2% das imagens e a tensão aplicada à ampola de 27 kV_p em 1,7% das imagens.

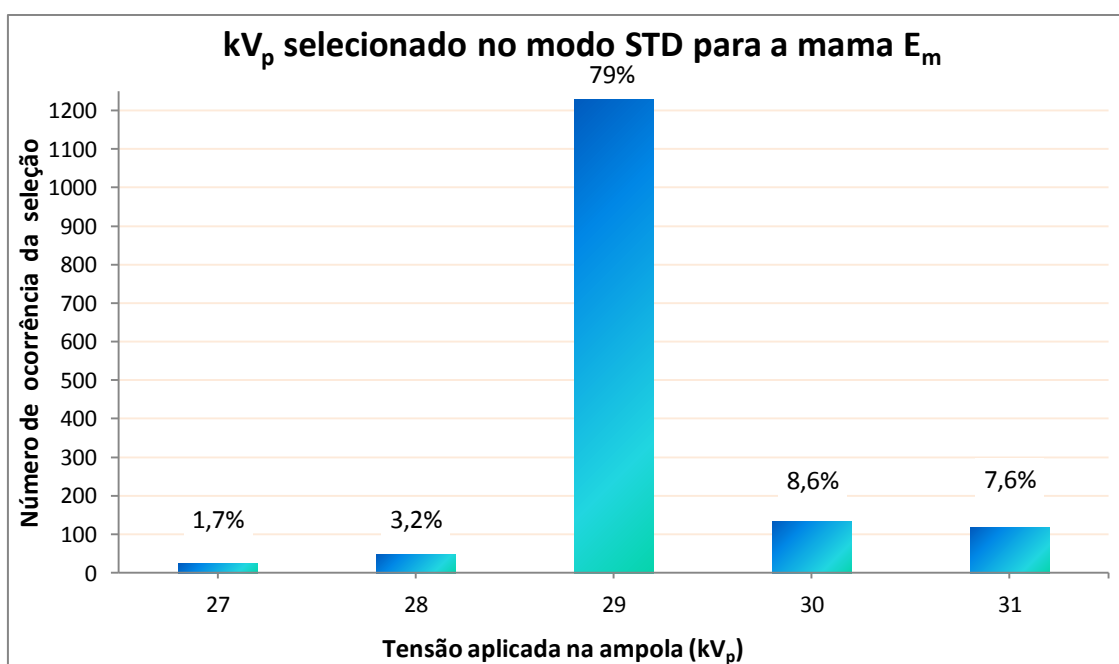


Figura 4.10 Número de ocorrência da seleção da tensão aplicada à ampola (kV_p) que o sistema AOP no modo STD optou para as espessuras de mamas comprimidas médias

A distribuição dos produtos corrente-tempo selecionados pode ser observada na Figura 4.11 a seguir. A média do produto corrente-tempo e o desvio padrão (DP) obtido foi de: (50,7 ± 8,3) mAs.

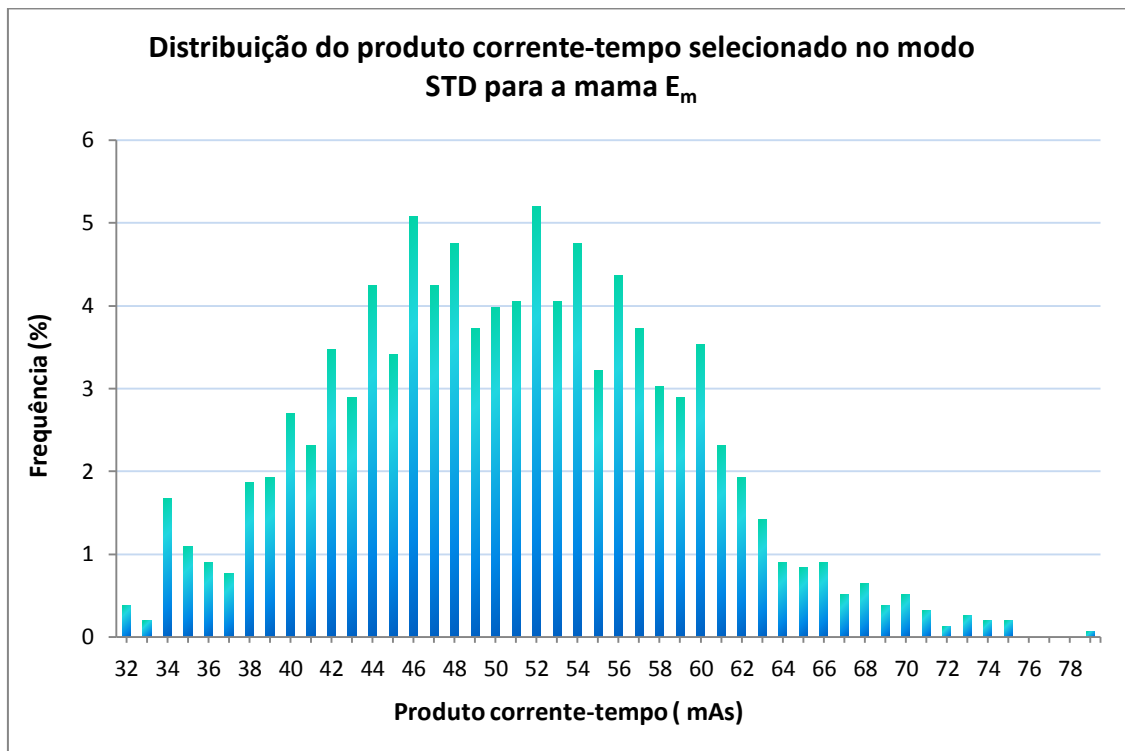


Figura 4.11 Histograma da distribuição de frequência dos produtos corrente-tempo (mAs) selecionados pelo sistema AOP no modo STD para as espessuras de mamas comprimidas médias

A distribuição das espessuras de mama comprimida na faixa da mama média (E_m) está apresentada na Figura 4.12. A espessura de mama comprimida média (\bar{E}_m) e o seu desvio padrão (DP) foi: $(57,6 \pm 6,8)$ mm, coerente com a espessura de mama comprimida média da instituição.

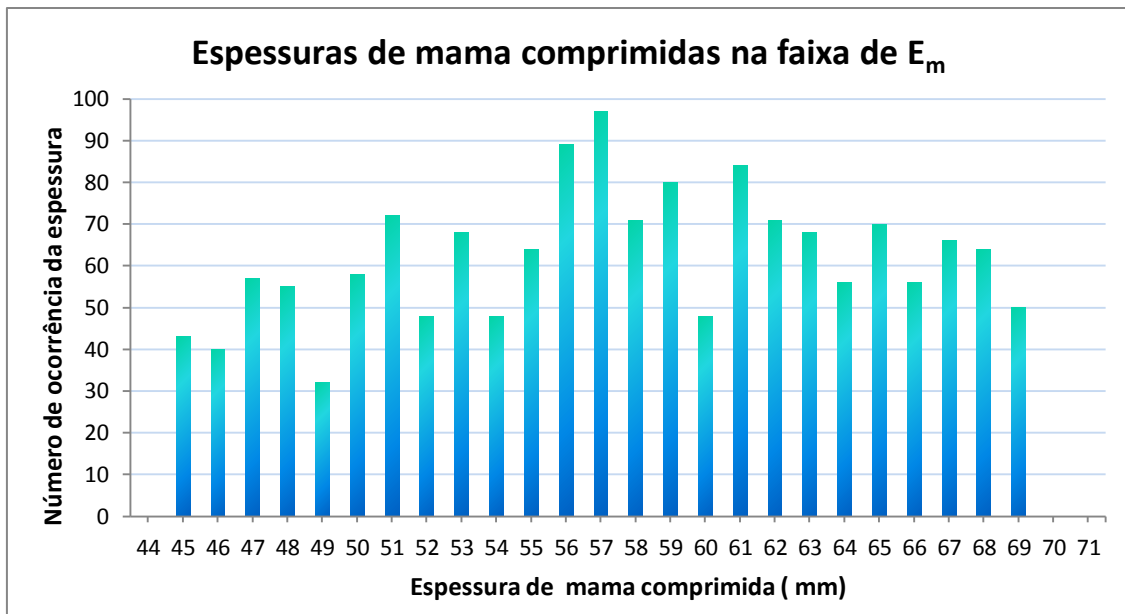


Figura 4.12 Número de ocorrência que determinada espessura de mama comprimida foi praticada na faixa de espessura da mama média no modo STD

A distribuição das glandularidades registradas pelo mamógrafo para a faixa da mama média está apresentada na Figura 4.13. É interessante destacar que entorno de 48% das imagens a glandularidade registrada pelo equipamento esteve entre 25 e 50%.

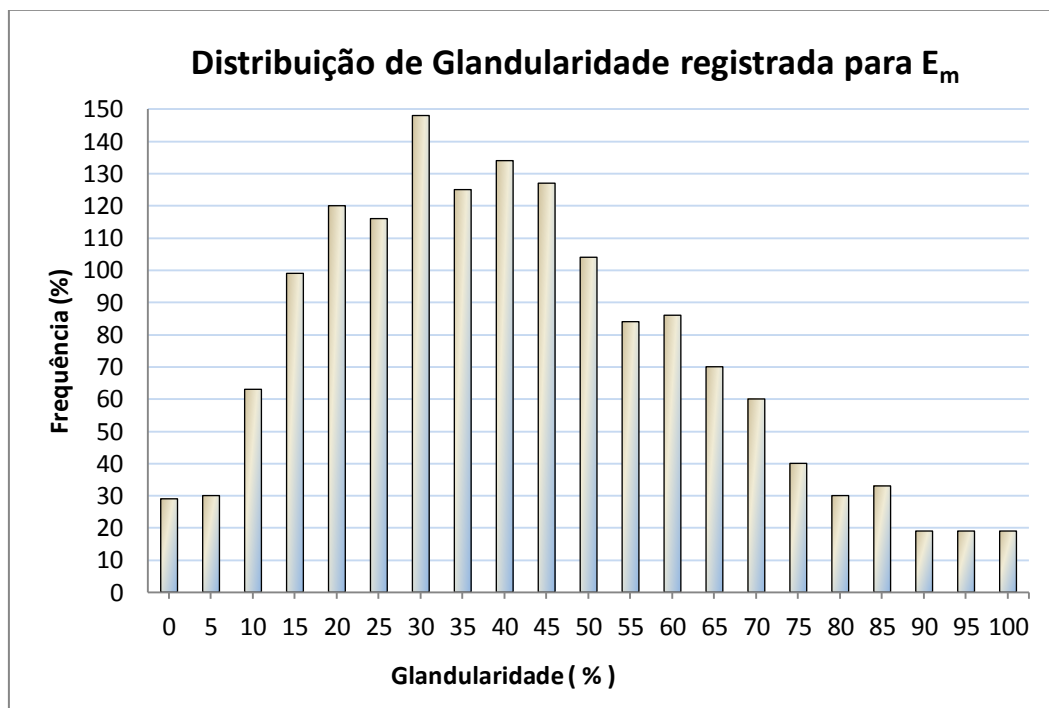


Figura 4.13 Histograma da distribuição de frequência da glandularidade registrada pelo mamógrafo na faixa de espessura da mama média

Quanto à distribuição de idade, a média e desvio padrão (DP) obtido foi de: $(57,5 \pm 12,3)$ anos, ou seja, dentro da idade média característica de toda a população estudada. A distribuição das idades pode ser observada na Figura 4.14.

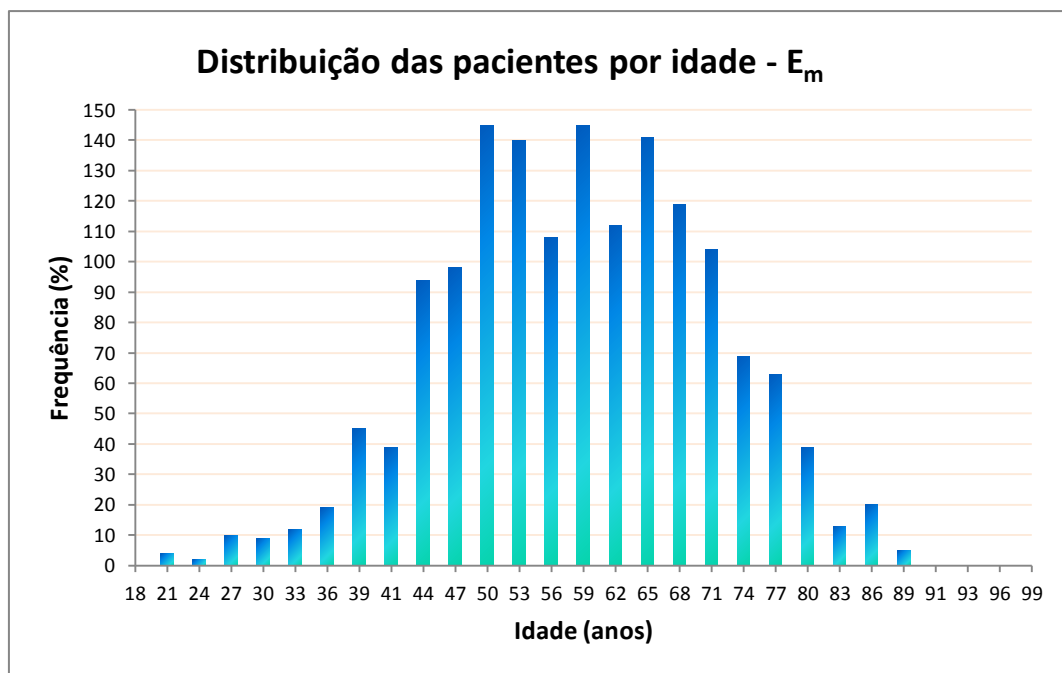


Figura 4.14 Histograma da distribuição das pacientes por idade na faixa de espessura da mama média

A espessura escolhida para simular a mama média típica (E_{mt}) foi de 55 mm, pois além de ser uma espessura próxima da espessura média encontrada para essa faixa, para essa espessura específica na base de dados, o sistema utilizou sempre o conjunto A/F Rh/Rh e a opção pelo valor de 29 kV_p ocorreu em 78% das imagens com essa espessura. Além disso, em 45,4% das imagens foi registrada a glandularidade entre 25 e 50%. Ou seja, é uma espessura que representa bem as principais características da faixa da mama média (E_m).

4.1.2.3 Caso da mama grande

A faixa das mamas grandes ($70 \text{ mm} \leq E_g$) foi constituída por 404 imagens, o que corresponde a 17,4% do número total de imagens da base de dados. Pode-se observar na Figura 4.15 que o sistema AOP do mamógrafo selecionou em 100% das exposições a combinação A/F de Rh/Rh. As combinações de Mo/Rh e Mo/Mo nenhuma vez foram utilizadas.

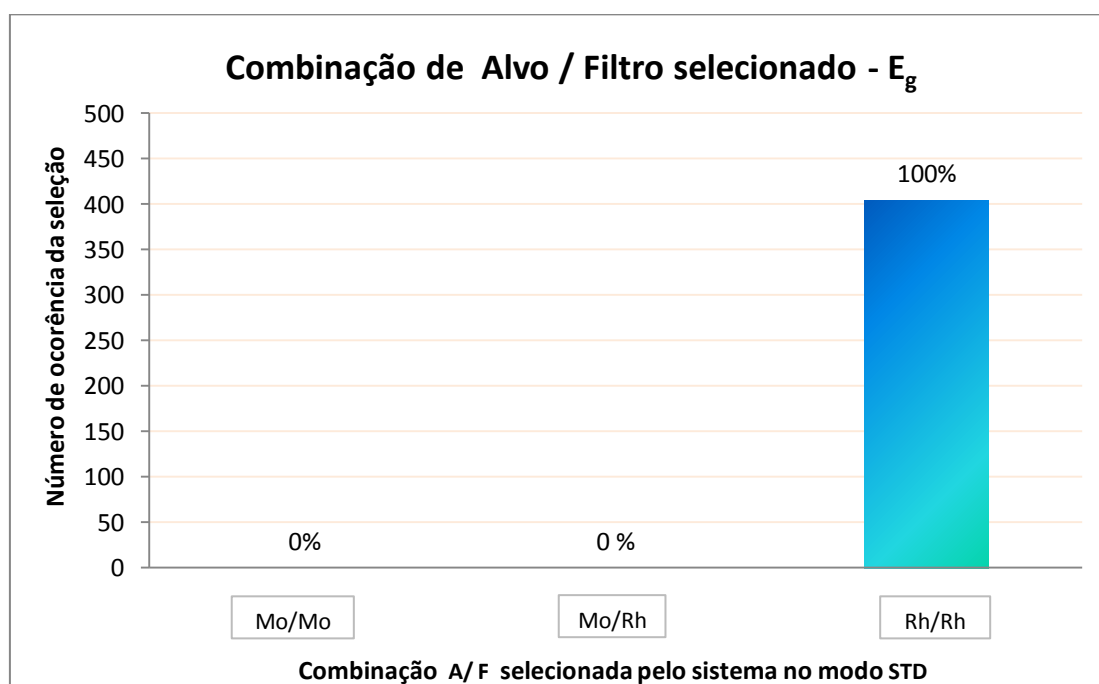


Figura 4.15 Número de ocorrência das combinações A/F que o sistema AOP no modo STD optou para as espessuras de mamas comprimidas grandes

Os valores selecionados das tensões aplicadas à ampola pelo sistema AOP no modo STD para a mama grande podem ser vistos na Figura 4.16. A escolha foi feita somente entre três valores, sendo que 30 kV_p foi selecionado em 66% das imagens, seguido por 29 kV_p em 32% das imagens e 31 kV_p em 2% dos casos.

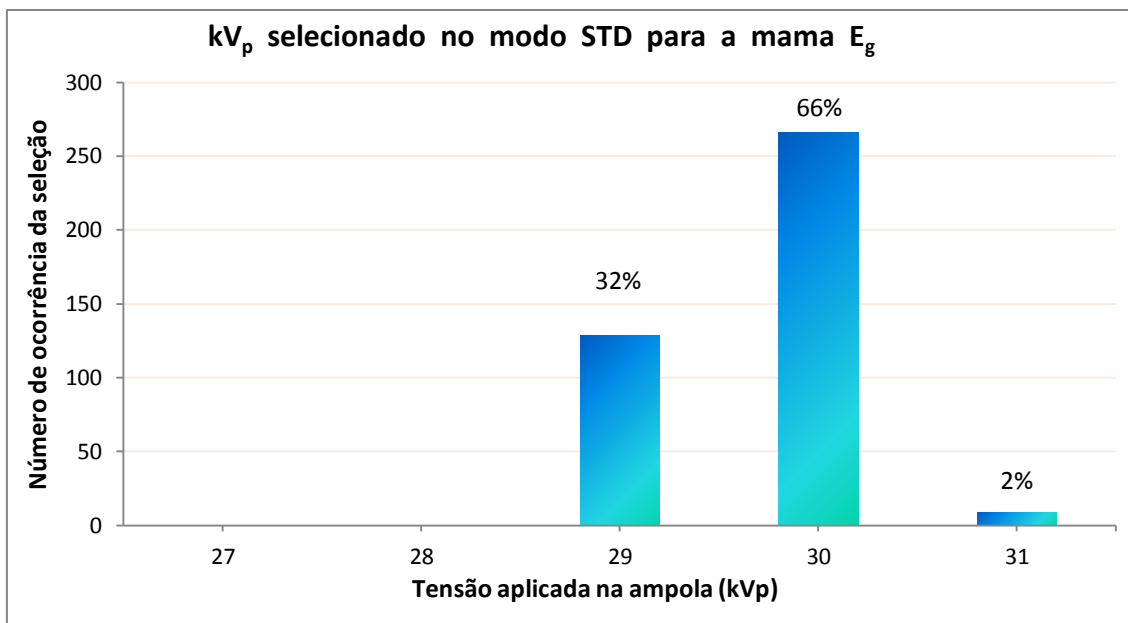


Figura 4.16 Número de ocorrência da seleção da tensão aplicada à ampola (kV_p) que o sistema AOP no modo STD optou para as espessuras de mamas comprimidas grandes

A distribuição dos produtos corrente-tempo selecionados pode ser observada na Figura 4.17 a seguir. A média do produto corrente-tempo e o desvio padrão (DP) obtido foi de: $(67,4 \pm 13,8)$ mAs, variando de 36 mAs até 206 mAs.

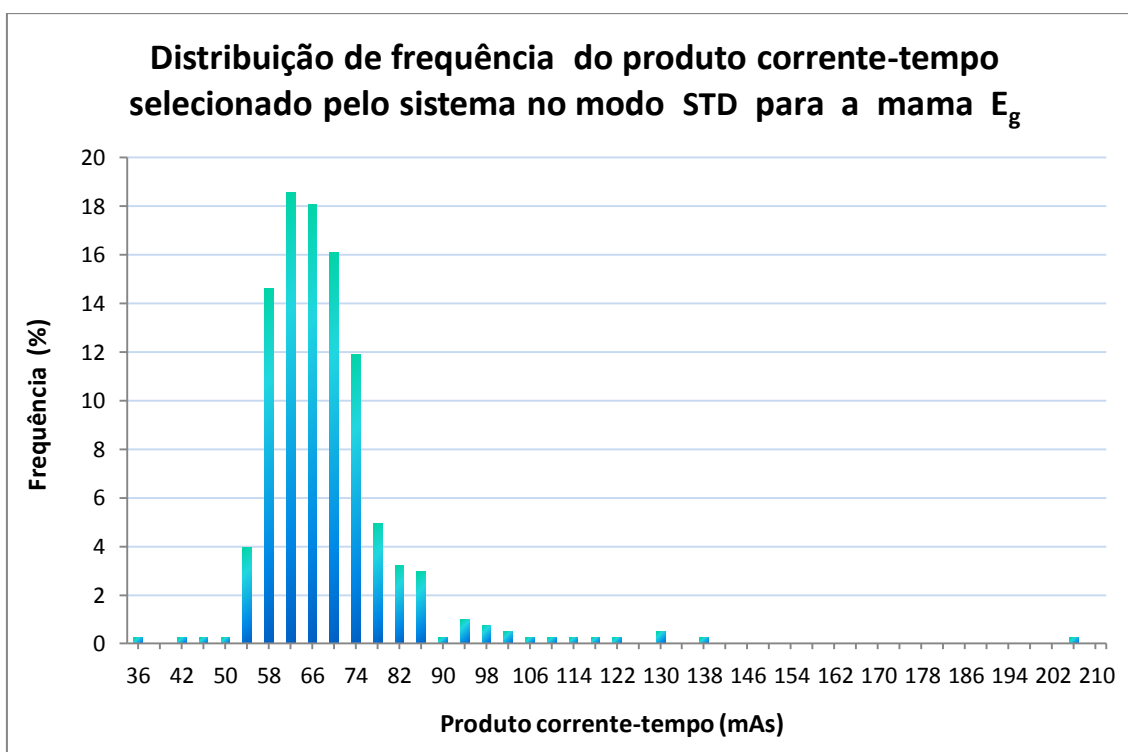


Figura 4.17 Histograma da distribuição de frequência do produto corrente-tempo (mAs) selecionado pelo sistema AOP no modo STD para as espessuras de mamas comprimidas grandes

A distribuição das espessuras de mama comprimida na faixa da mama grande (E_g) está apresentada na Figura 4.18. A espessura de mama comprimida média ($\overline{E_g}$) e o seu desvio padrão (DP) foi: $(76,7 \pm 5,9)$ mm. É importante destacar que as espessuras de mamas comprimidas entre 70 e 74 mm correspondem a 45,5% das imagens.

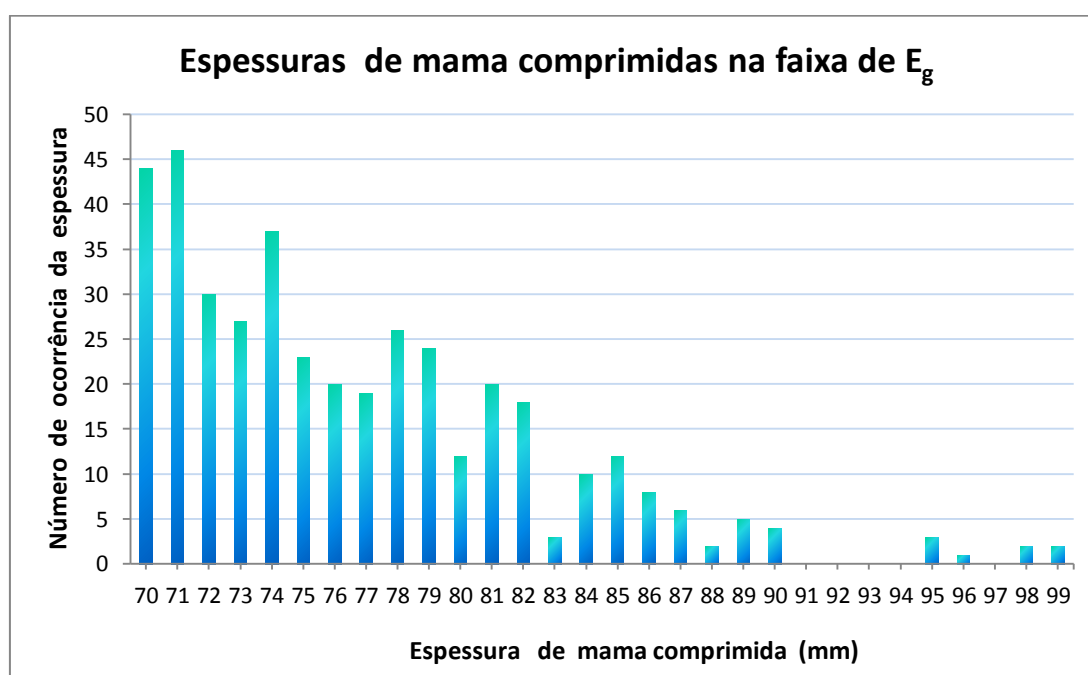


Figura 4.18 Número de ocorrência que determinada espessura de mama comprimida foi praticada na faixa de espessura da mama grande no modo STD

A distribuição das glandularidades registradas pelo mamógrafo para a faixa das mamas grandes (E_g) está apresentada na Figura 4.19. É interessante destacar que em 59% das imagens a glandularidade registrada esteve entre 0 e 25%.

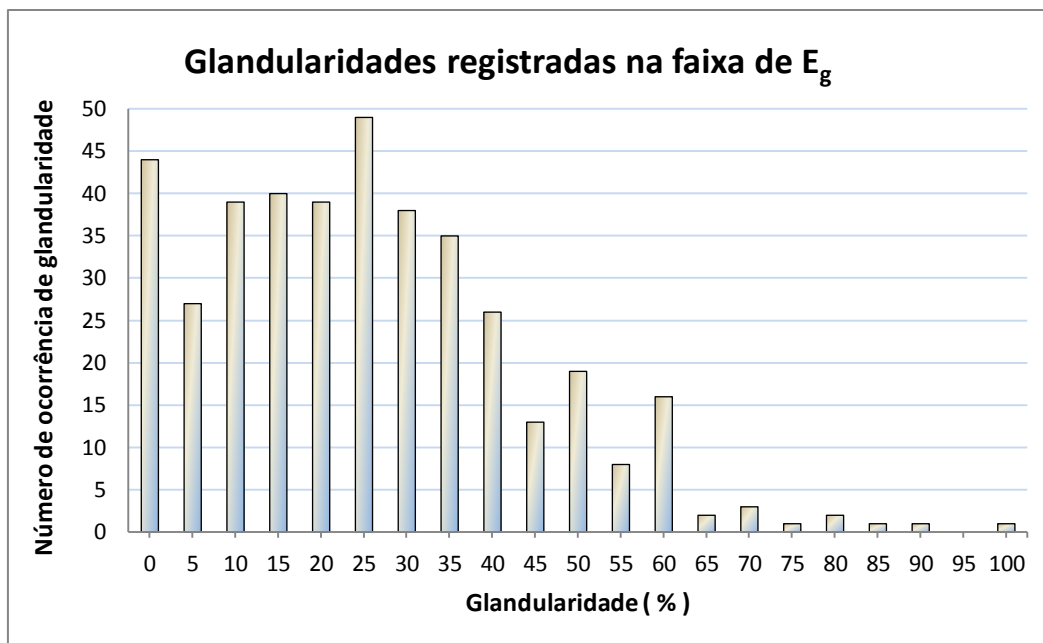


Figura 4.19 Número de ocorrência de glandularidade registrada pelo mamógrafo na faixa de espessura da mama grande

Quanto à distribuição de idade, a média e desvio padrão (DP) obtido foi de: $(56,0 \pm 10,7)$ anos, ou seja, dentro da idade média característica da população estudada. A distribuição das idades pode ser observada na Figura 4.20.

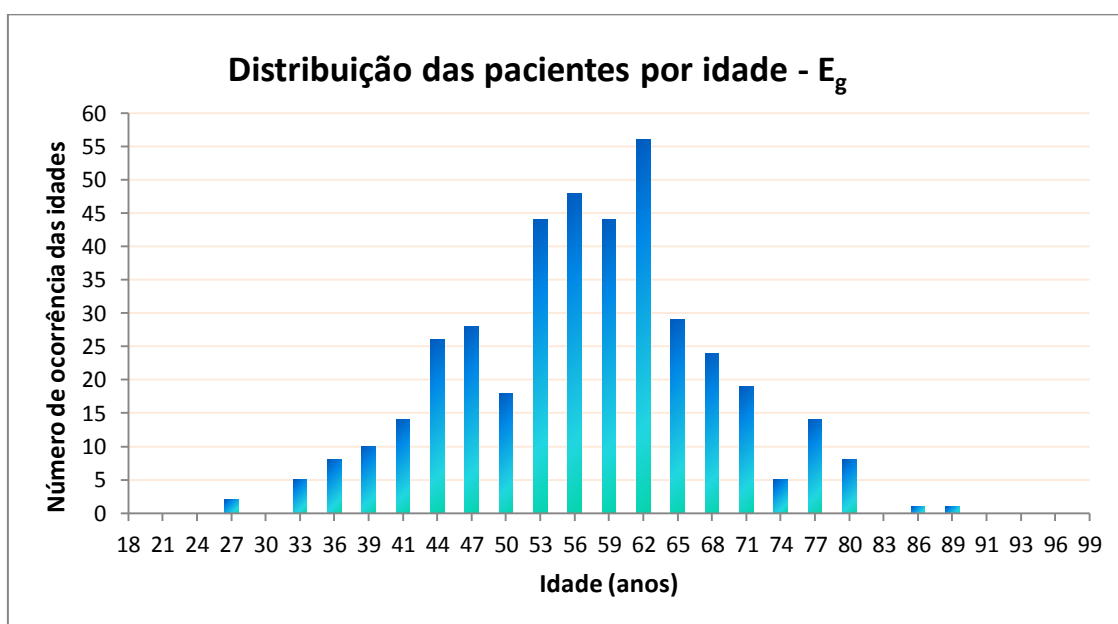


Figura 4.20 Número de ocorrência das pacientes por idade na faixa de espessura da mama grande

A espessura escolhida para simular a mama grande típica (E_{gt}) foi de 70 mm, pois corresponde a 11% das imagens dessa faixa e está dentro da faixa da espessura média geral do IPOC. Além disso, para as 39% das imagens com essa espessura específica, o sistema selecionou o valor de 30 kV_p e também em 39% das imagens foi registrada a glandularidade entre 0 e 25%. Ou seja, é uma espessura que representa bem as principais características da faixa da mama grande (E_g).

4.1.3 Resumo

Na Tabela 4.8 estão resumidas as características da amostra completa da população atendida no mamógrafo em estudo, bem como as características específicas para as três faixas de espessura de mama comprimida, que resultam da análise da base de dados clínica. A espessura de mama comprimida escolhida como “típica” para cada faixa, que vai ser usada para definir a espessura do objeto simulador que simula a mama, também é apresentada na Tabela 4.8. É importante destacar que para a determinação das faixas de espessuras considerou-se todas as imagens adquiridas pelo sistema de operação AOP no modo STD, o que corresponde a 95% do número total de imagens adquiridas durante o período analisado da prática clínica.

Tabela 4.8 – Resumo das características estabelecidas para a amostra completa e para as três faixas de espessura de mama comprimida consideradas

Amostra completa	Faixas de espessura de mama comprimida	Porcentagem do nº total de imagens (%)	Características por faixa de espessura de mama comprimida							Espessura típica em cada faixa *		
			Frequência de seleção da combinação alvo/filtro (%)			Valor e frequência do kVp mais selecionado	Produto corrente-tempo selecionado (média±DP)	Espessura média da mama (média±DP)	Intervalo de glandularidade de mais frequente		Idade média das pacientes (média±DP)	
			Rh/Rh	Mo/Rh	Mo/Mo							
Espessura de mama comprimida média \bar{E} (mm)	Mama pequena $E_p < 45\text{mm}$	15,6	14	79	7	27	42,2	(37,9±6,7)	(37,9±6,7)	de 80 a 100	(57,3±16,0)	$E_{pt}=35$
	(57,7±13,1)											
Idade média (anos)	Mama média $45 \leq E_m < 70\text{mm}$	67,0	97	3	0	29	79,0	(50,7±8,3)	(57,6±6,8)	de 25 a 50	(57,5±12,3)	$E_{mt}=55$
	(57,2±12,7)											
	Mama grande $70\text{mm} \leq E_g$	17,4	100	0	0	30	66,0	(67,4±13,8)	(76,7±5,9)	de 0 a 25	(56,4±10,7)	$E_{gt}=70$

*Espessura escolhida para a espessura do objeto simulador que simula a mama

4.2 Estudo de otimização dos parâmetros de aquisição das imagens

Definiu-se para cada faixa de espessura da mama comprimida realizada no mamógrafo em estudo uma espessura específica representativa denominada espessura típica de cada faixa (ver Tabela 4.8). Os valores foram utilizados para definir a espessura total do objeto simulador CDMAM e se montar o arranjo experimental com a placa do CDMAM mais as placas de PMMA. A Figura 3.4 mostra o esquema escolhido para o posicionamento das placas para cada caso. Os valores da AGD foram calculados para cada caso conforme o exposto na metodologia (capítulo 3 item 3.3.2.2), utilizando-se o fator de conversão g_t empregado para as mulheres de faixa etária entre 50 a 64 anos (DANCE et al. 2000a), pois aproximadamente 50% das pacientes se encontravam nesta faixa etária, além de que 27% das pacientes apresentavam idade superior a essa faixa etária. Para cada arranjo experimental, foi realizado o número de exposições necessárias para se construir os gráficos da FOM *versus* a tensão aplicada à ampola (kV_p) e da FOM *versus* o produto corrente-tempo (mAs). Os resultados obtidos serão apresentados a seguir.

4.2.1 Influência das opções de processamento de imagem

O estudo da influência das opções de processamento da imagem no valor de IQF_{inv} foi realizado para a configuração do objeto simulador CDMAM correspondente à mama pequena (ver Fig 3.4), seguindo toda a metodologia proposta para se obter o IQF_{inv} .

Fez-se oito (8) exposições do CDMAM para calcular o IQF_{inv} em cada uma das opções de processamento possível, ou seja, 1ª opção - exposição com os dois *softwares* ativados (*Premium View* e *Fine View*); 2ª opção - somente o *Premium View* ativado; 3ª opção - somente o *Fine View* ativado e 4ª opção - nenhum dos dois *softwares* ativados para as seguintes combinações de A/F, kV_p e mAs: Rh/Rh com 29 kV_p e 36 mAs; Mo/Rh com 28 kV_p e 35,5 mAs e Mo/Mo com 26 kV_p e 40 mAs. Foram obtidas no total 192

imagens e o valor do IQF_{inv} calculado se manteve o mesmo para cada combinação de A/F, tensão aplicada à ampola e produto corrente-tempo independente da opção de processamento e se as imagens utilizadas para se calcular o IQF_{inv} eram processadas ou *raw*.

Realizou-se então o cálculo do IQF_{inv} para cada combinação de A/F, onde foi variada a tensão aplicada à ampola (kV_p) em toda a gama permitida pelo mamógrafo, fixado o valor de produto corrente-tempo (mAs) para garantir um nível de sinal adequado (ver 3.3.3.2). Ou seja, Rh/Rh de 25 a 49 kV_p , Mo/Rh de 22 a 40 kV_p e Mo/Mo de 22 a 31 kV_p . Calculou-se o IQF_{inv} para as imagens *raw* e as processadas com os dois *softwares* ativados (1ª opção) e com os *softwares* desativados (4ª opção). Seguindo toda a metodologia proposta para se obter o IQF_{inv} , fez-se 448 exposições. Uma série com 224 imagens com os *softwares* ativados e outra com 224 imagens com os *softwares* desativados nas mesmas condições de A/F, tensão aplicada à ampola (kV_p) e produto corrente-tempo (mAs).

Constatou-se que os valores dos IQF_{inv} , obtidos para cada combinação não se alteram nos 100% dos casos quando ele é calculado utilizando-se as imagens *raw* ou as imagens processadas. E que esses mesmos valores do IQF_{inv} se mantêm quando são calculados a partir das imagens obtidas com os *softwares* ativados ou desativados.

Assim, concluiu-se que o valor do IQF_{inv} não é influenciado pelo fato da imagem analisada estar com os *softwares Premium View* e *Fine View* ativados e que o seu valor também não é influenciado se utilizamos para o seu cálculo as imagens processadas.

4.2.2. Determinação do ponto ótimo da tensão aplicada na ampola para cada espessura de mama comprimida típica

As curvas apresentadas nos gráficos da FOM *versus* a tensão aplicada à ampola (kV_p), para cada espessura da mama comprimida típica, foram construídas optando-se pelos conjuntos A/F que o sistema automático AOP do equipamento no modo STD seleciona em cada faixa, conforme

apresentado na Tabela 4.9. Investigou-se todo o intervalo de tensões aplicada à ampola permitido pelo sistema para cada conjunto de A/F selecionado em cada faixa de espessura definida.

Tabela 4.9 – Conjunto de alvo/filtro (A/F) selecionado pelo mamógrafo, no modo STD, nas faixas de espessura de mama comprimida na instituição

Faixas de espessura de mama comprimida na instituição	Combinação de alvo/filtro (A/F) selecionado no modo STD
E_p	Rh/Rh ; Mo/Rh; Mo/Mo
E_m	Rh/Rh ; Mo/Rh
E_g	Rh/Rh

Na Figura 4.21, são apresentadas as curvas de FOM *versus* a tensão aplicada à ampola (kV_p) obtidas para a espessura da mama pequena típica de 35 mm, para os conjuntos de A/F Rh/Rh, Mo/Rh e Mo/Mo. O ajuste dos pontos experimentais apresentou um comportamento gaussiano para as três combinações de A/F investigadas. O critério escolhido para definir o ponto ótimo de tensão aplicada à ampola foi o ponto que corresponde ao valor máximo da FOM, ou seja, o valor de kV_p correspondente ao pico da gaussiana.

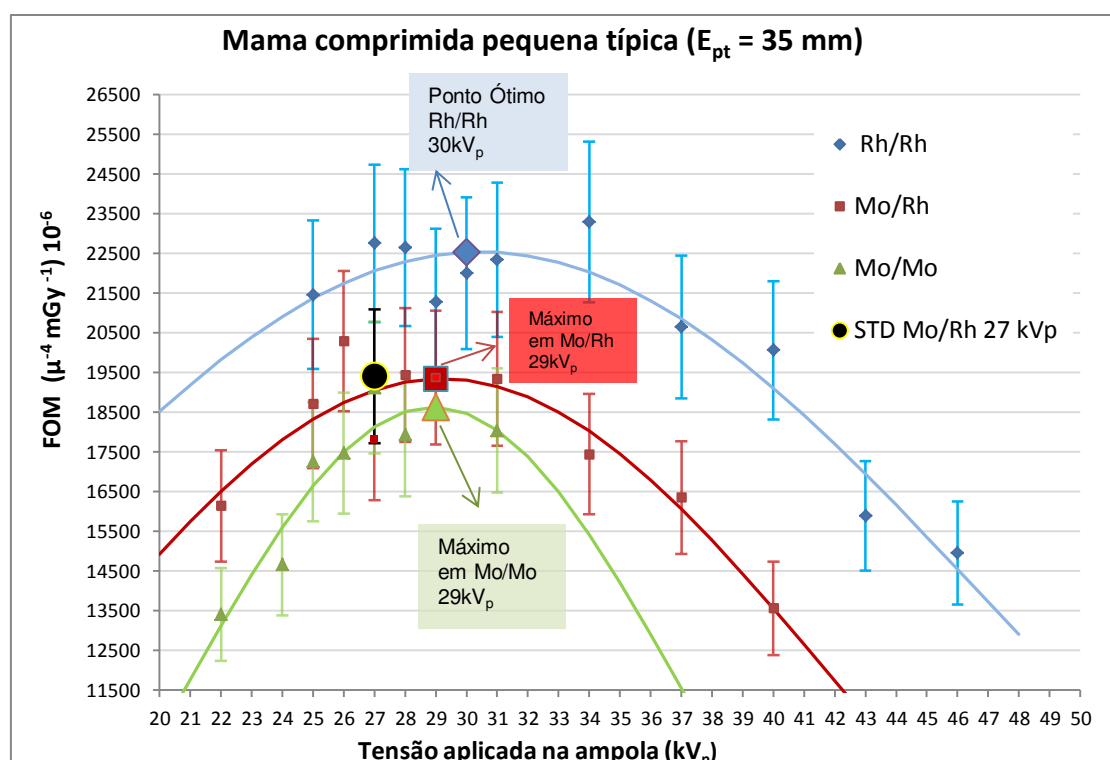


Figura 4.21 Variação da FOM em função da tensão aplicada na ampola para as combinações alvo/filtro usadas na prática clínica. Caso da mama pequena com 35 mm de espessura da mama comprimida

Observa-se na Figura 4.21 que a combinação alvo/filtro de Rh/Rh com 30 kV_p é o conjunto de parâmetros que permite o melhor resultado, ou seja, a FOM definida apresenta o maior valor nessas condições.

Quando o aparato experimental em estudo é exposto no modo STD, o sistema AOP do mamógrafo escolhe os parâmetros de exposição Mo/Rh com 27 kV_p (ver ponto preto na Fig. 4.21). Tendo em conta as barras de incerteza associadas a cada ponto da FOM, não se observa que existe uma diferença significativa entre os valores da FOM resultantes da exposição em modo STD e os picos das gaussianas para as combinações A/F de Mo/Rh e Mo/Mo com 29 kV_p estudadas.

Na Figura 4.22, são apresentadas as curvas de FOM *versus* tensão aplicada à ampola (kV_p) obtidas para a espessura da mama média típica (E_{mt}), para os conjuntos de A/F Rh/Rh e Mo/Rh. Novamente o ajuste dos pontos experimentais foi realizado por uma gaussiana para as duas combinações de A/F investigadas.

O ponto ótimo obtido, ou seja, onde a FOM assume o seu maior valor para a mama média típica (E_{mt}) é em 32 kV_p para o conjunto A/F de Rh/Rh. O valor da FOM obtido nas condições selecionadas no modo STD (Rh/Rh e 30 kV_p) é próximo ao valor do ponto ótimo. Ou seja, o valor do ponto ótimo está dentro da faixa da barra de incerteza associada ao valor da FOM no modo STD.

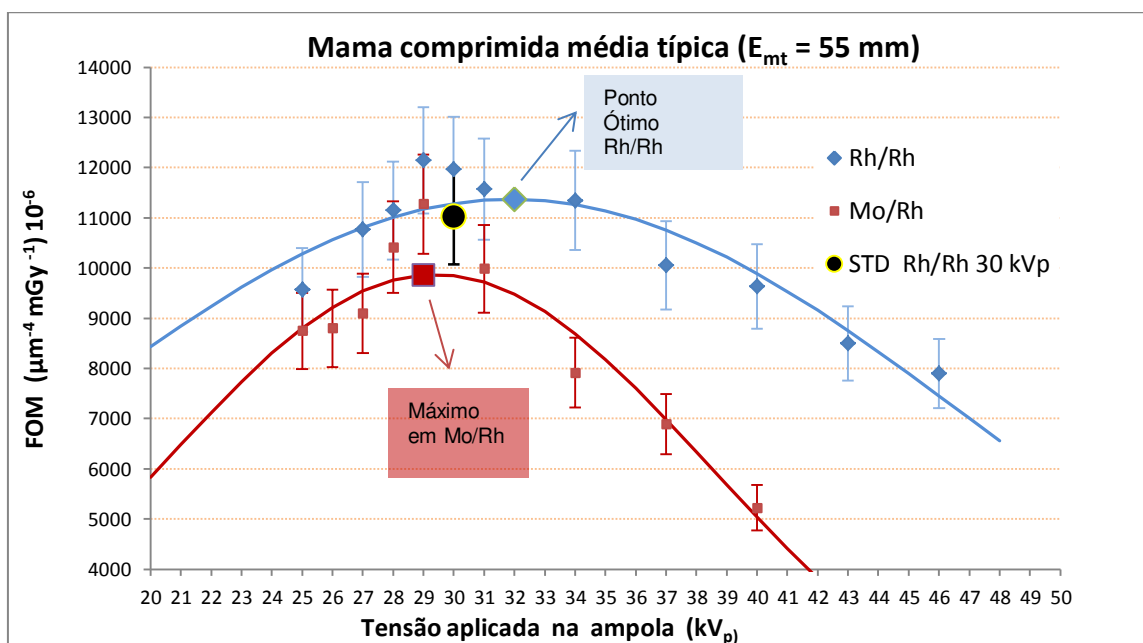


Figura 4.22 Variação da FOM em função da tensão aplicada na ampola para as combinações alvo/filtro usadas na prática clínica. Caso da mama média com 55 mm de espessura da mama comprimida

Na Figura 4.23 são apresentadas as curvas de FOM *versus* a tensão aplicada à ampola (kV_p) obtidas para a espessura da mama grande típica (E_{gt}), para o conjunto de A/F Rh/Rh. O melhor ajuste dos pontos

experimentais foi por uma curva gaussiana. A tensão ótima aplicada à ampola obtida é aquele valor de kV_p que faz a FOM assumir o seu valor máximo para a mama grande típica (E_{gt}) e é em 31 kV_p para o conjunto A/F de Rh/Rh. O valor da FOM obtido nas condições selecionadas no modo STD (Rh/Rh e 30 kV_p) é próximo ao valor da FOM no ponto ótimo.

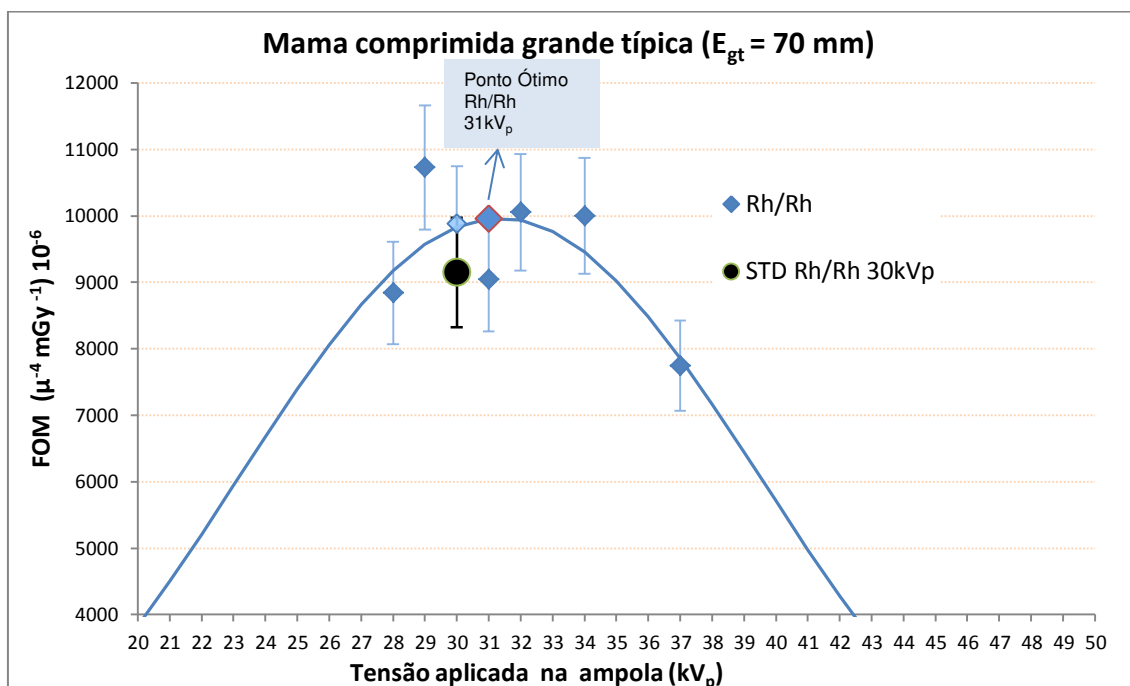


Figura 4.23 Variação da FOM em função da tensão aplicada na ampola para as combinações alvo/filtro usadas na prática clínica. Caso da mama média com 70 mm de espessura da mama comprimida

Apesar das diferenças não parecerem significativas (ver Fig. 4.21 a 4.23: sobreposição das barras de erros), observam-se diferenças entre o ponto ótimo resultante do estudo de otimização (baseado no $(IQF_{inv})^2$ versus AGD), e o ponto ótimo resultante do modo STD do sistema de exposição automática otimizado do fabricante (baseado no CNR versus AGD). A mama pequena é o caso que apresenta as maiores diferenças.

Comparando-se os pontos ótimos definidos a partir da FOM para cada espessura típica, que representa cada faixa de espessura da instituição, com os resultados encontrados utilizando-se as condições no modo STD, se observa que eles estão muito próximos para mama média típica (E_{mt}) e para a

mama grande típica (E_{gt}). Os pontos ótimos para E_{mt} e E_{gt} propõem o mesmo conjunto de alvo/filtro que o modo STD selecionou que é o Rh/Rh. Os valores da FOM são próximos, ou seja, os valores encontrados para a FOM nos pontos ótimos estão dentro dos valores definidos pelas faixas de incerteza dos valores da FOM obtidos no modo STD (ver Figuras 4.22 e 4.23). E os valores das tensões aplicadas à ampola encontrados nos pontos ótimos para as mamas médias e as mamas grandes típicas também se encontram muito próximos dos valores de kV_p selecionado pelo sistema AOP no modo STD que é de 30 kV_p para ambas. O valor proposto a partir da FOM é de 32 kV_p para a mama média típica (E_{mt}) e 31 kV_p para a mama grande típica (E_{gt}), ou seja, não há diferenças significativas, o que quer dizer que o mamógrafo está otimizado.

Há diferenças significativas entre os valores da FOM e as condições técnicas encontradas quando comparamos o ponto ótimo definido a partir das curvas de FOM *versus* tensão aplicada à ampola (kV_p) para a mama típica pequena (Figura 4.21) e o ponto obtido quando foi utilizado o modo automático STD. O valor da FOM é superior para o ponto ótimo e as condições técnicas são distintas. O ponto ótimo indica que o melhor conjunto alvo/filtro para ser utilizado é Rh/Rh em vez de Mo/Rh, que é a escolha no modo STD, e com 30 kV_p que é um valor significativamente superior dos 27 kV_p selecionados para a espessura da mama pequena no modo automático STD. Assim, optou-se por testar a influência da otimização proposta na imagem clínica utilizando-se a mama típica pequena, pois é nela que foi mais marcante a discrepância com o modo automático STD.

Verificou-se também que para a mama pequena típica os valores da FOM correspondentes ao modo automático CNT e ao modo automático DOSE apresentaram valores inferiores aos resultados obtidos para o modo automático STD. Estes resultados confirmam de fato que a nossa proposta de otimização para a espessura da mama pequena é distinta da otimização praticada pelo fabricante. Na Figura 4.24, são apresentados esses pontos em relação à curva de otimização obtida.

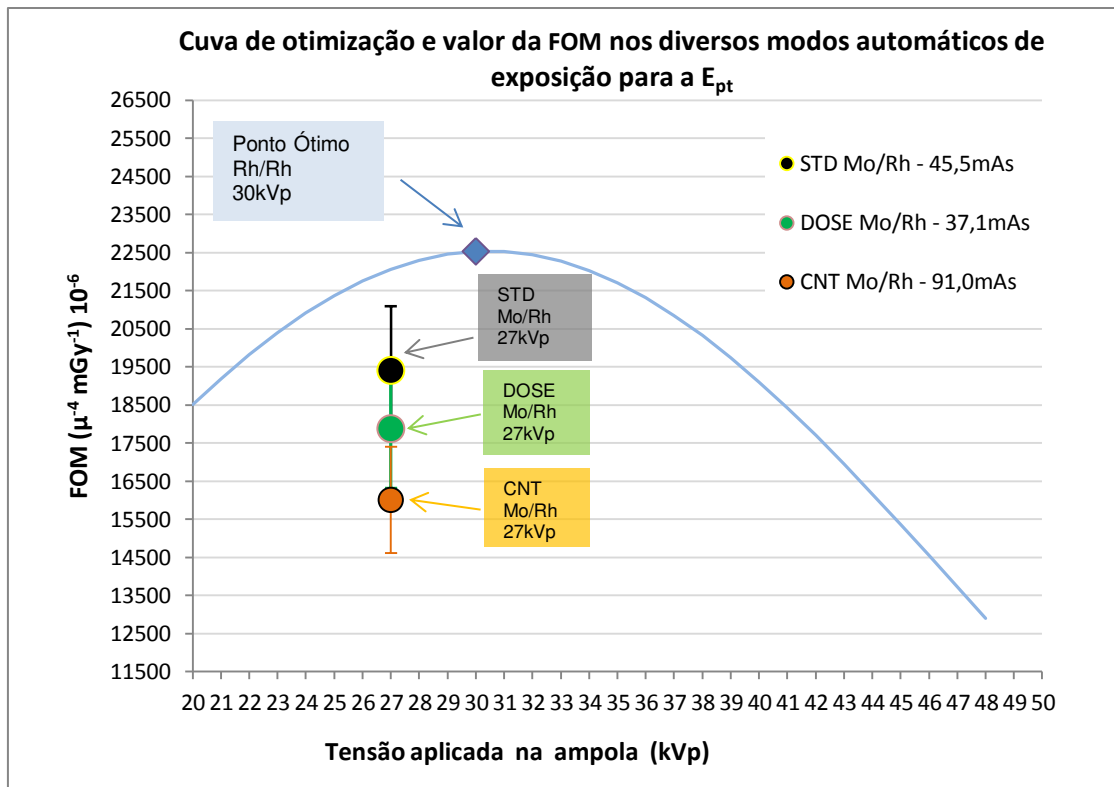


Figura 4.24 Valores de FOM vs tensão aplicada à ampola (kV_p) obtidos para a mama pequena para os diversos modos de exposição automática disponíveis no mamógrafo estudado. A curva resulta do estudo de otimização para a combinação Rh/Rh

O mamógrafo que utilizamos está otimizado conforme o fabricante. Os parâmetros técnicos de exposição resultantes da investigação, para a otimização da imagem e da dose, são distintos das técnicas sugeridas pelo fabricante para o equipamento de mamografia, para a espessura de mama comprimida entre 30 e 40 mm. Pode-se observar na Tabela 4.10, a seguir, os conjuntos de parâmetros técnicos que são propostos pelo fabricante para os vários tipos de mamas no modo manual. Para nenhum dos tipos de mamas comprimidas entre 30 e 40 mm é sugerido o A/F de Rh/Rh e quando é sugerido o A/F de Mo/Rh, para os casos de mamas densas e para as mamas com 50% de tecido glandular e 50% de tecido adiposo, os valores das tensões aplicadas à ampola recomendadas são menores que o valor do kV_p indicado pela FOM proposta. Essas diferenças nos resultados fazem sentido, pois os critérios de otimização são distintos. O critério de otimização do fabricante se baseia na determinação dos parâmetros técnicos (ponto operacional) do equipamento onde se obtenha a menor dose possível (AGD) para cada nível da razão

contraste-ruído (CNR) (KLAUSZ; SHRAMCHENKO, 2005) e tipo de mama (GE, 2005), a partir desse critério foi programada a otimização no modo AOP.

Tabela 4.10 – Técnicas sugeridas pela GE Medical System para o equipamento Senographe DS*

Espessura de mama comprimida (mm)	100% de tecido adiposo			50% de tecido adiposo e 50% denso			100% de tecido denso		
	A/F	kV _p	mAs	A/F	kV _p	mAs	A/F	kV _p	mAs
30-40	Mo/Mo	26	36	Mo/Rh	26	45	Mo/Rh	27	50
50-60	Rh/Rh	29	56	Rh/Rh	29	63	Rh/Rh	30	71
70-80	Rh/Rh	29	80	Rh/Rh	30	90	Rh/Rh	31	80

*(parte da Tabela 1 na pág. 103 do manual da GE - *Senographe DS Acquisition System*, refer. GE-2004)

Também, ao se observar a Tabela 4.11 pode-se constatar que os valores das tensões aplicadas à ampola (kV_p) obtidas com a otimização proposta estão dentro das faixas de kV_p recomendadas pela GE para os conjuntos de A/F correspondentes.

Tabela 4.11 – Limites e faixas recomendadas de tensões aplicadas à ampola (kV_p) para o equipamento Senographe DS*

Alvo	Filtro	Faixa dos kV _p	
		Limites	Recomendado
Mo	Mo	22 a 32	25 a 28
Mo	Rh	22 a 40	26 a 30
Rh	Rh	25 a 49	28 a 35

*(Tabela 2 - pág. 103 do manual da GE - *Senographe DS Acquisition System*, refer GE-2004)

Os resultados obtidos para a mama pequena indicam que a FOM proposta pode ser utilizada para a otimização da imagem e da dose no equipamento de mamografia digital. O estudo que foi realizado apresenta uma nova possibilidade de otimização do sistema.

4.2.3. Otimização dos produtos corrente-tempo para o caso da mama pequena

A opção de se utilizar a espessura para a mama típica pequena (E_{pt}) para o teste da influência da otimização da imagem e da dose, a partir da FOM, na imagem clínica é interessante, pois além de ser a faixa de espessura de mama comprimida onde o ponto ótimo definido na Figura 4.21 mais se afasta da opção selecionada pelo modo automático STD, ela envolve a utilização das três combinações de alvo/filtro possíveis do equipamento. Na Tabela 4.12, é apresentado o valor de tensão aplicada à ampola que faz a FOM proposta assumir o seu valor máximo para a espessura da mama pequena, em cada conjunto de alvo/filtro, conforme as curvas da FOM *versus* tensão aplicada à ampola (kV_p) da Figura 4.21.

Tabela 4.12 – Valor de tensão aplicada à ampola (kV_p) que corresponde ao máximo da FOM para a espessura da mama típica pequena (E_{pt}) em cada conjunto de alvo/filtro

Conjunto de alvo/filtro	Tensão ótima aplicada à ampola definida pelo máximo da FOM para E_{pt} (kV_p)
Rh/Rh	30
Mo/Rh	29
Mo/Mo	29

A partir do arranjo experimental da mama pequena típica (Figura 3.4), fez-se a exposição da mama pequena para cada um dos conjuntos de alvo/filtro utilizando-se o valor da tensão aplicada à ampola definida conforme apresentado na Tabela 4.12. Variou-se os valores do produto corrente-tempo dentro do que o equipamento permitiu devido às condições fixas da espessura de mama comprimida, do conjunto A/F e da tensão aplicada à ampola já estabelecidos. Foram ajustadas as curvas de FOM *versus* produto corrente-tempo (mAs) para os três conjuntos de alvo/filtro. A curva gaussiana foi o melhor ajuste em todas as condições. Na Tabela 4.13, apresentam-se os valores dos produtos corrente-tempo indicados a partir das

curvas de ajustes, ou seja, os valores dos produtos corrente-tempo que correspondem ao valor da FOM máximo (o máximo da curva gaussiana) para cada conjunto de alvo/filtro. Também se indica o valor do produto corrente-tempo mais próximo permitido pelo mamógrafo e que se aproxima do valor indicado pelo ajuste da curva para a espessura da mama pequena típica nas condições de A/F e tensão aplicada à ampola (kV_p) estabelecidas a partir da FOM.

Tabela 4.13 – Valores dos produtos corrente-tempo ótimos (mAs) obtidos para a mama pequena nas combinações alvo/filtro estudadas, e indicação do valor do produto corrente-tempo (mAs) mais próximo permitido pelo mamógrafo

Conjunto de alvo/filtro	Tensão ótima aplicada na ampola (kV_p)	Produto corrente-tempo ótimo obtido pelo ajuste da curva FOM vs produto corrente-tempo (mAs)	Produto corrente-tempo mais próximo permitido pelo equipamento (mAs)
Rh/Rh	30	27	28
Mo/Rh	29	27	28
Mo/Mo	29	26,7	28

4.2.4. Resumo

Inicialmente, construiu-se uma base de dados clínicos correspondente aos exames realizados no mamógrafo em estudo durante três meses. Com a análise dessa base de dados, caracterizou-se as espessuras típicas e faixas de espessuras de mama comprimida para uma mama pequena, média e grande. E caracterizou-se a técnica radiográfica praticada na instituição para cada faixa de espessura de mama comprimida. A escolha que o sistema AOP fez para uma determinada espessura de mama comprimida resulta de um estudo de otimização já realizado pelo fabricante no equipamento de mamografia (ver 3.1.1). A questão que se colocou para a investigação foi: Há alguma outra combinação de parâmetros técnicos com a qual se poderia obter uma melhora na imagem clínica com uma menor dose de radiação para a paciente? Sendo a análise contraste detalhe uma métrica que

permite avaliar simultaneamente o contraste, o ruído e a resolução espacial e sendo a detecção das microcalcificações um desafio fulcral na mamografia, será que um estudo de otimização baseado no IQF_{inv} conduziria ao mesmo resultado? E existindo diferenças, qual é o seu real impacto na prática clínica? Testou-se então outra opção de otimização de qualidade da imagem e da dose a partir da FOM definida na equação (3.4).

Foi construído o arranjo experimental conforme apresentado na Figura 3.4 de forma a simular a espessura típica da mama comprimida para uma mama pequena, média e grande. Foram obtidos os gráficos da variação da FOM em função da tensão aplicada na ampola (kV_p) para cada combinação alvo/filtro e fixando o valor de produto corrente-tempo de forma a garantir um nível de sinal aceitável para que o resultado fosse independente desse parâmetro.

Analisando-se as curvas da FOM *versus* tensão aplicada à ampola (kV_p) para cada conjunto A/F (Figuras 4.21 a 4.23) se observa que para as mamas típicas média e grande, os valores resultantes do estudo da otimização da tensão aplicada à ampola e da FOM obtidos estão próximos dos valores escolhidos pelo sistema AOP no modo STD. Ou seja, a otimização do mamógrafo já se encontra bastante próxima da nova proposta, porém isso não ocorreu para a mama pequena. Como as diferenças mais significativas foram observadas para a mama pequena, resolveu-se avaliar o impacto na clínica para esta espessura de mama. Logo foi selecionada a espessura de mama pequena típica para se investigar a influência dos novos parâmetros técnicos, indicados a partir da nova FOM, na otimização da imagem para o uso clínico. Será que essa mudança traria alguma melhoria na imagem utilizada pelo médico?

Efetuuou-se o estudo de otimização dos produtos corrente-tempo para a mama pequena e para cada ponto ótimo de tensão aplicada à ampola para as três combinações alvo/filtro escolhidas pelo sistema no modo AOP na prática clínica. Os parâmetros técnicos otimizados escolhidos a partir da FOM proposta para a mama pequena estão apresentados na Tabela 4.14.

Tabela 4.14 – Resultados do estudo de otimização dos parâmetros técnicos de exposição no caso da mama pequena

Combinação de alvo/filtro	Tensão aplicada à ampola (kV _p)	Produto corrente-tempo (mAs)
Rh/Rh	30	28
Mo/Rh	29	28
Mo/Mo	29	28

4.3 Impacto clínico do estudo de otimização para a mama pequena

4.3.1 Obtenção das imagens do TOR MAM

A montagem do objeto simulador TOR MAM para se representar a mama pequena consistiu em se alcançar uma configuração com a espessura total de 35 mm, pois esta é a espessura da mama pequena típica (Tabela 4.8). Utilizaram-se então duas placas de PMMA onde cada uma tinha 10 mm de espessura, mais o próprio objeto simulador que possui 15 mm de espessura. O arranjo experimental foi posicionado conforme as recomendações do fabricante (TORMAM, 2009), ou seja, o objeto simulador TOR MAM apoiado nas duas placas de PMMA como pode ser observado na Figura 4.25. Todo o conjunto (placas de PMMA + TOR MAM) rente ao lado do detector que encosta na região torácica e centrado lateralmente.



Figura 4.25 Arranjo experimental da exposição do TOR MAM para a mama pequena

Na Tabela 4.15, é apresentado o conjunto dos parâmetros técnicos selecionados pelo mamógrafo para o objeto simulador TOR MAM na configuração de mama pequena (Figura 4.25) quando este é exposto à radiação no modo automático STD do sistema AOP. É importante destacar que os parâmetros técnicos selecionados alvo/filtro Mo/Rh e a tensão aplicada à ampola de 27 kV_p são exatamente os mesmos parâmetros que o sistema AOP mais utilizou para a espessura de mama pequena da instituição. Também os valores do produto corrente-tempo e da glandularidade registrados para o objeto simulador TOR MAM na configuração de espessura da mama pequena estão dentro das faixas encontradas para as mamas pequenas apresentadas na Tabela 4.8. Ou seja, a configuração da mama pequena utilizando-se o objeto simulador TOR MAM com as duas placas de PMMA resultando em uma espessura total de 35 mm, é uma simulação adequada para a mama pequena.

Tabela 4.15 – Parâmetros técnicos de exposição selecionados pelo modo STD do sistema AOP para o objeto simulador TOR MAM na configuração de mama pequena

TOR MAM + duas placas de PMMA com 10 mm de espessura cada uma					
Espessura total (mm)	Modo de exposição	Combinação alvo/filtro	Tensão aplicada (kV _p)	Produto corrente-tempo (mAs)	Glandularidade (%)
35	STD	Mo / Rh	27	35,1	90

Obtiveram-se então quatro imagens com o objeto simulador TOR MAM na configuração de mama pequena, posicionado conforme a Figura 4.25, para a investigação do impacto clínico dos parâmetros técnicos obtidos com o estudo de otimização das imagens para mama pequena. Uma das imagens foi gerada no modo automático de exposição STD (Tabela 4.15) e as outras três imagens foram geradas utilizando-se o modo manual de exposição. Cada imagem produzida no modo manual foi exposta com um dos conjuntos de parâmetros técnicos de exposição resultantes do estudo de otimização para a mama pequena, conforme apresentado na Tabela 4.14.

Na Tabela 4.16, apresentam-se reunidos os parâmetros técnicos utilizados para se obter as imagens do objeto simulador TOR MAM na configuração de mama pequena. Essas imagens foram apresentadas aos avaliadores (as) médicos (as) para o estudo do impacto clínico da otimização.

Tabela 4.16 – Parâmetros técnicos de exposição utilizados para se obter as imagens do objeto simulador TOR MAM na configuração de mama pequena

Identificação da imagem	Modo de exposição	Conjunto de alvo/filtro	Tensão aplicada (kV _p)	Produto corrente-tempo (mAs)
1	Manual	Rh/Rh	30	28
2	STD	Mo/Rh	27	35,1
3	Manual	Mo/Rh	29	28
4	Manual	Mo/Mo	29	28

4.3.2 Análise do SNR e dos níveis de cinza nas imagens estudadas

Fez-se a análise quanto a relação sinal ruído (SNR) das quatro imagens distintas obtidas do objeto simulador TOR MAM na configuração de mama pequena. Em cada imagem *raw* estudada, utilizou-se o *software Jive [dv] Viewer* e desenhou-se uma *ROI* de 30,49 mm² em três regiões onde só havia PMMA, conforme apresentado na Figura 4.26.

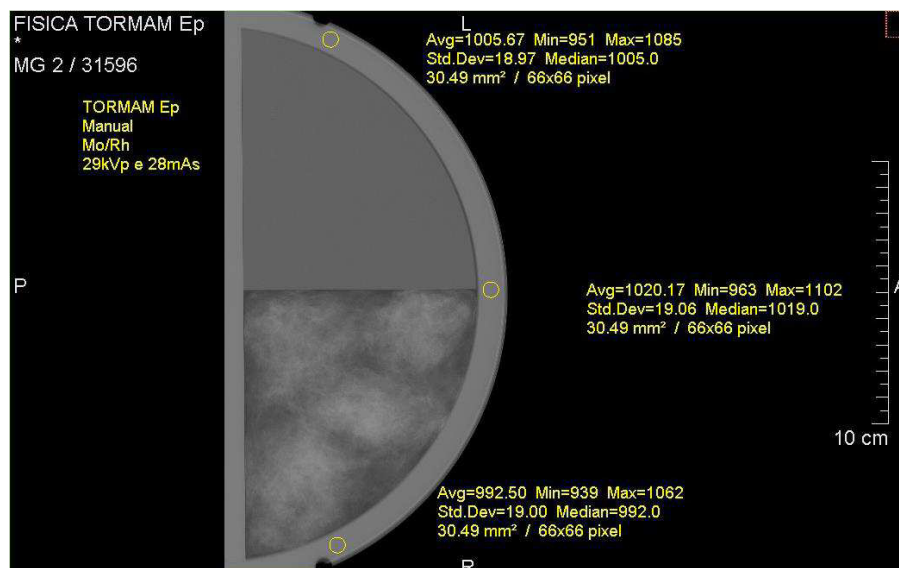


Figura 4.26 Posicionamento das ROI para o cálculo do SNR médio na imagem estudada do TOR MAM na configuração de mama pequena

Calculou-se então o valor do SNR médio (SNR_m) com o seu respectivo desvio padrão para cada imagem. Ele é a média entre os três valores de SNR obtidos nas ROI(s) de uma imagem. Na Figura 4.27, são apresentados os valores obtidos de SNR_m para cada uma das quatro imagens.

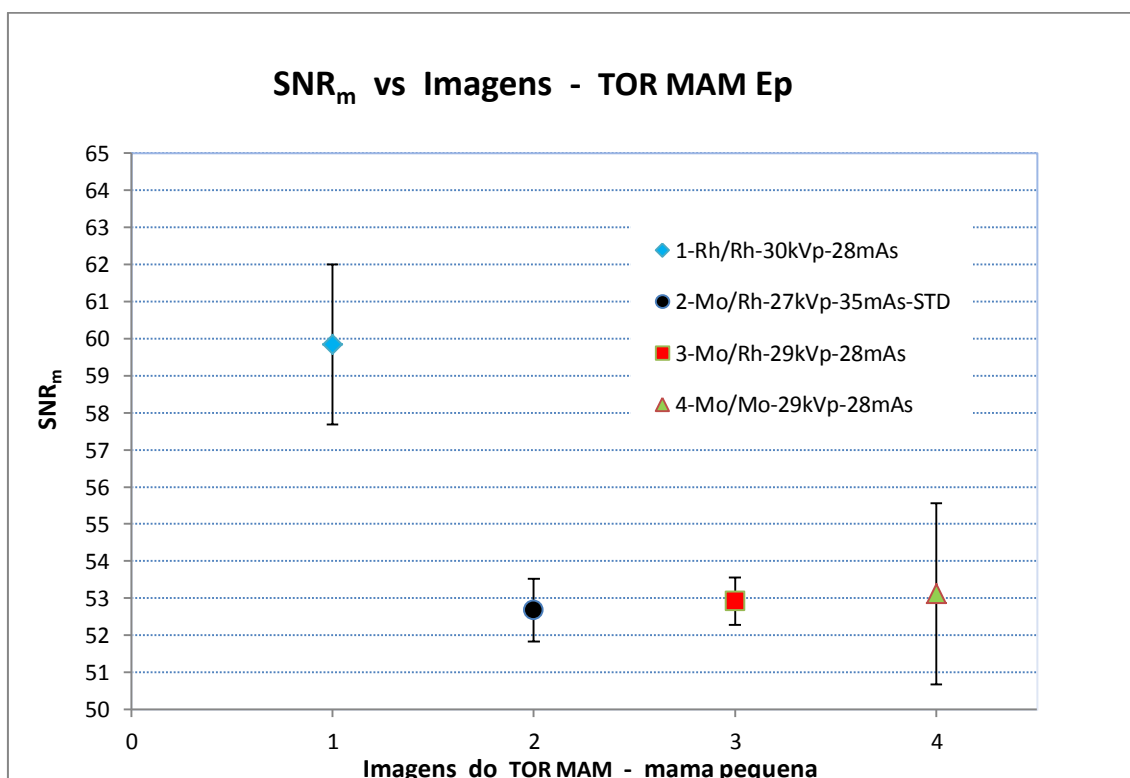


Figura 4.27 Valores do SNR médio (SNR_m) das imagens estudadas do TOR MAM na configuração de mama pequena

A imagem gerada com o conjunto de parâmetros técnicos: Rh/Rh - 30 kV_p e 28 mAs é a que apresenta o maior valor do SNR_m. É importante ressaltar que essa imagem foi obtida utilizando-se o conjunto de parâmetros técnicos indicados pelo maior valor calculado a partir da FOM proposta.

Na Figura 4.28, são apresentados os resultados obtidos para as quatro imagens quando avaliadas a partir da FOM mais utilizada na literatura que é a: $FOM = (SNR)^2 / AGD$, a qual será denominada de FOM “padrão”. Observa-se que a imagem gerada com o conjunto de parâmetros técnicos: Rh/Rh - 30 kV_p e 28 mAs continua apresentando o melhor resultado, e é muito interessante observar a diferença significativa do resultado entre ela e a imagem gerada em modo STD (Mo/Rh - 27 kV_p - 35 mAs) mesmo depois de consideradas as barras de incerteza.

A imagem gerada com o conjunto de parâmetros técnicos: Mo/Mo - 29 kV_p e 28 mAs também apresenta um bom resultado. As diferenças observadas na FOM “padrão” entre ela e a imagem com o conjunto de parâmetros técnicos: Rh/Rh - 30 kV_p e 28 mAs podem não ser significativas quando se consideram as incertezas associadas (sobreposição das barras de incerteza).

As outras duas imagens, obtidas com os parâmetros técnicos: Mo/Rh - 27 kV_p - 35 mAs no modo manual e Mo/Rh - 27 kV_p - 35 mAs em modo STD apresentam valores mais baixos quando se compara com o valor da FOM “padrão” da imagem gerada com o conjunto de parâmetros técnicos: Rh/Rh - 30 kV_p e 28 mAs. E estão com os valores próximos do valor da FOM “padrão” para a imagem gerada com o conjunto de parâmetros técnicos: Mo/Mo - 29 kV_p e 28 mAs.

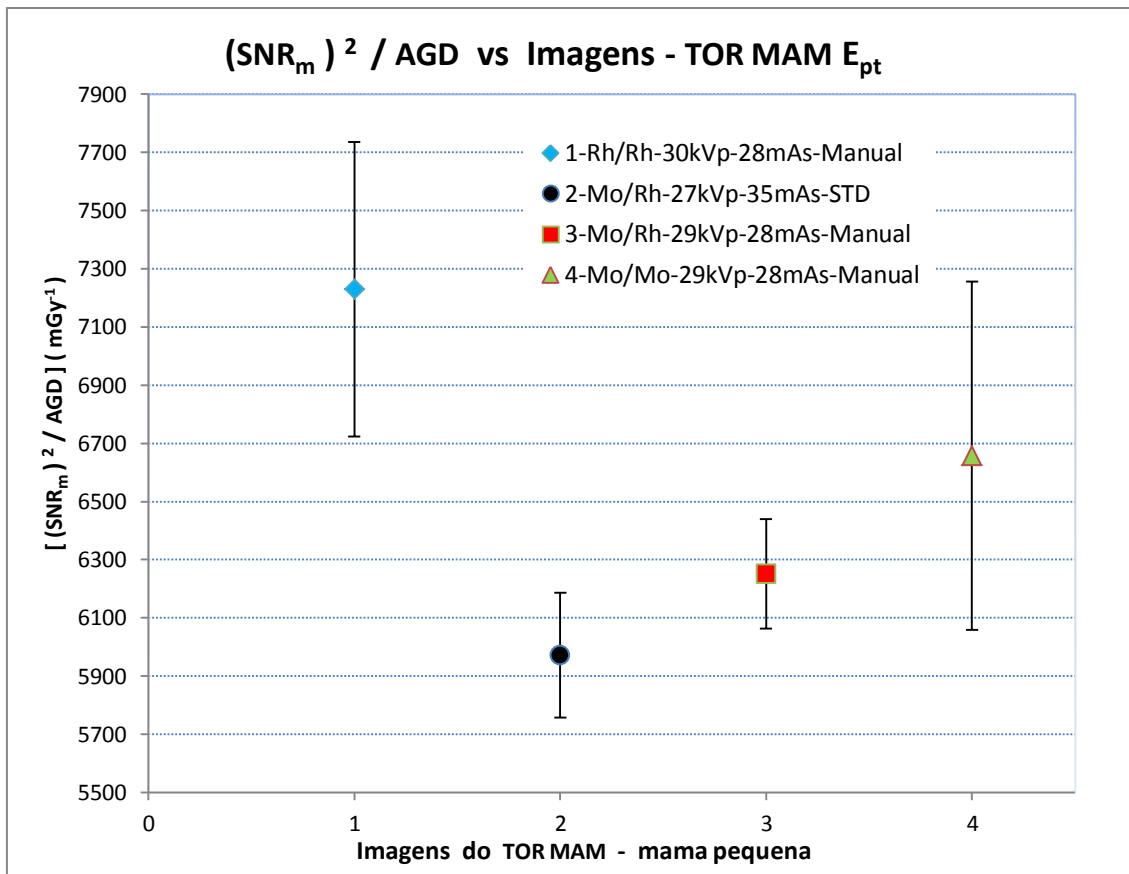


Figura 4.28 Valores do $(\text{SNR}_m)^2 / \text{AGD}$ obtidos nas imagens estudadas do TOR MAM na configuração de mama pequena

Analisaram-se também as imagens geradas com os parâmetros técnicos de exposição definidos na Tabela 4.16, na configuração de mama pequena do objeto simulador TOR MAM, quanto ao nível de cinza. Utilizou-se também para isso o *software ImageJ 1.43u* em cada imagem *raw*. Os histogramas com os níveis de cinza presentes em cada imagem estudada são apresentados na Figura 4.29 a seguir. No eixo da abcissa, o zero corresponde ao branco e a numeração vai aumentando em direção ao preto.

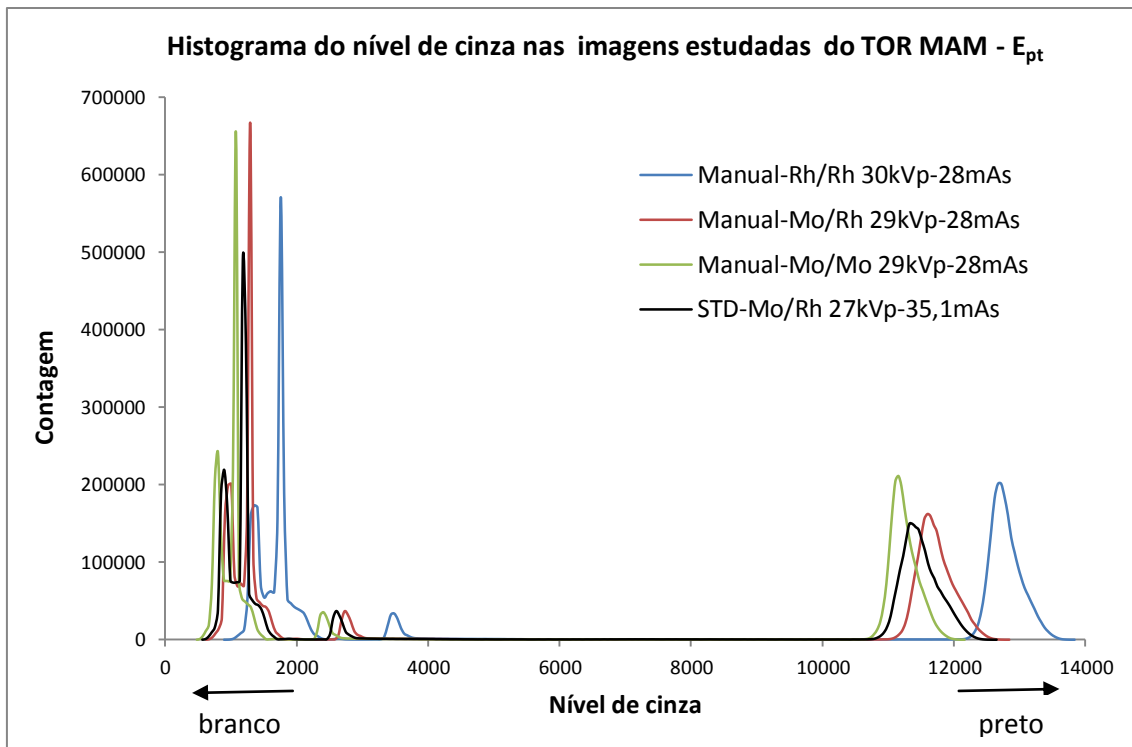


Figura 4.29 Histogramas dos níveis de cinza das imagens estudadas do TOR MAM na configuração de mama pequena

Na Figura 4.29, observa-se que à esquerda do histograma há a formação dos picos principais correspondentes a cada imagem. Os picos mais à direita correspondem a região negra das imagens e portanto sem interesse, pois é a região fora do objeto simulador.

Ampliou-se, na Figura 4.30, a região de maior interesse do histograma para se poder observar os níveis de cinza das imagens com mais detalhe. Utilizou-se como critério de comparação o número de níveis de cinzas definido a partir do comprimento da base localizada à esquerda do histograma para cada imagem. Uma imagem que apresente mais possibilidades de cinzas é melhor, pois é mais equilibrada.

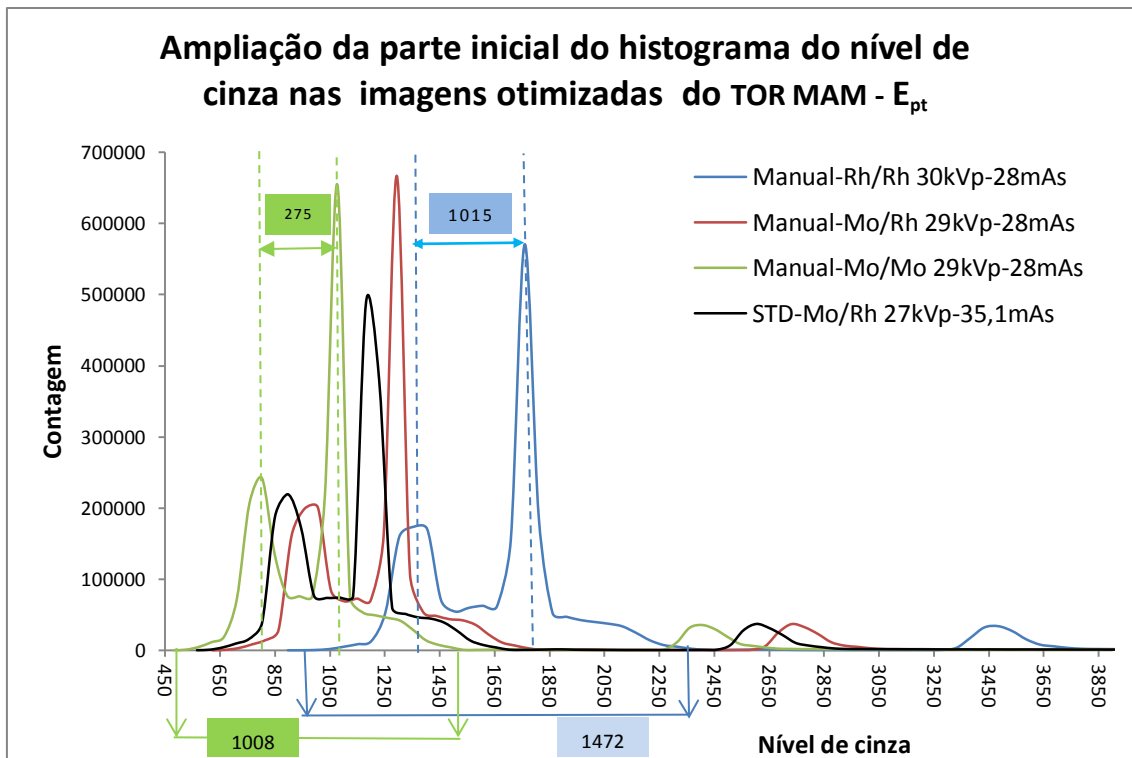


Figura 4.30 Região inicial do histograma de nível de cinza das imagens estudadas do TOR MAM na configuração de mama pequena

Optou-se por definir que a medida do comprimento da linha de base para cada curva é a distância que vai entre o ponto da abcissa onde se inicia a contagem do histograma de cada imagem até o ponto da abcissa onde o valor da contagem é aproximadamente 0,1% da maior contagem para aquela imagem (o valor do maior pico). O número de níveis de cinzas de cada imagem corresponde então ao comprimento da base. Quanto maior for o comprimento da base ou quanto mais distante se encontrar o ponto de início do histograma, de cada imagem, do ponto no qual o valor da contagem do histograma é ~0,1% do máximo, significa uma melhor imagem, pois ela apresenta um maior número de níveis de cinza disponíveis. E quanto mais afastados estiverem os picos principais entre si mais diferenciação há entre os níveis de cinza, ou seja, mais contraste.

Indica-se, na Figura 4.30, a imagem que apresentou o maior número de níveis de cinzas que corresponde à imagem obtida com o conjunto de parâmetros técnicos: Rh/Rh - 30 kV_p e 28 mAs que resultou em 1472 níveis de cinza e aquela com o menor número de níveis de cinza que foi de 1008 níveis de cinza que foi a imagem realizada com os parâmetros de exposição: Mo/Mo – 29 kV_p e 28 mAs. Os resultados do número de níveis de cinza obtidos

para as outras duas imagens geradas com a mesma combinação de alvo/filtro de Mo/Rh estão apresentados na Tabela 4.17. Observa-se que eles são muito próximos, a diferença entre esses dois resultados é menor que 3%.

Ainda na Figura 4.30 assinala-se a distância ou o número de níveis de cinza entre os dois picos principais da imagem obtida com o conjunto de parâmetros técnicos: Rh/Rh - 30 kV_p e 28 mAs. A curva correspondente a esta imagem apresentou a maior distância entre os picos principais, ou seja, o melhor resultado. Destacou-se também a imagem obtida com os parâmetros de exposição: Mo/Mo – 29 kV_p e 28 mAs, pois ela apresentou os picos mais próximos, ou seja, há uma diferença menor entre os níveis de cinza na imagem. Os resultados dessas análises para as quatro imagens são apresentados na Tabela 4.17. Pode-se observar que entre os dois picos principais da imagem obtida com os parâmetros de exposição: Mo/Rh – 29 kV_p e 28 mAs a diferença dos níveis de cinza é muito próxima da diferença dos níveis de cinza obtida para a imagem gerada com os parâmetros de exposição: Mo/Mo – 29 kV_p e 28 mAs, menor que 5%. Na imagem obtida com os parâmetros de exposição: Mo/Rh – 27 kV_p e 35 mAs, utilizando-se o modo STD, o número de níveis de cinza entre os dois picos principais é menor que o número de níveis de cinza da imagem adquirida com o conjunto de parâmetros técnicos: Rh/Rh - 30 kV_p e 28 mAs.

Tabela 4.17 – Número de níveis de cinza na imagem e o número de níveis de cinza entre os picos principais, extraídos do histograma da contagem de níveis de cinza das imagens do objeto simulador TOR MAM na configuração de mama pequena

Imagem	Alvo/Filtro	Tensão aplicada à ampola (kV _p)	Produto corrente-tempo (mAs)	Número de níveis de cinza*	Diferença de níveis de cinza entre os dois picos principais
	Modo				
1	Rh / Rh	30	28	1472	1015
	Manual				
2	Mo / Rh	27	35	1185	898
	STD				
3	Mo / Rh	29	28	1150	288
	Manual				
4	Mo / Mo	29	28	1008	275
	Manual				

*Comprimento da base dos picos localizados à direita do histograma dos Níveis de Cinza das imagens

Em resumo, a imagem 1, da Tabela 4.17, obtida a partir do conjunto de parâmetros técnicos: Rh/Rh - 30 kV_p e 28 mAs que apresentaram o maior valor na FOM proposta (Figura 4.21), também exibiu o maior valor do SNR_m e o maior valor na FOM “padrão” apresentada na Figura 4.28. Nela se encontrou o maior número de níveis de cinza e uma melhor diferenciação entre estes vários níveis, pois os seus dois picos principais estão menos superpostos, ou seja, estão mais afastados um do outro. Isso pode ser observado na Figura 4.30.

4.3.3 Avaliação da qualidade da imagem realizada pelos(as) médicos(as) radiologistas

Nas quatro imagens geradas retiraram-se as especificações técnicas e cada uma foi codificada de modo que os(as) avaliadores(as) não tiveram conhecimento das distintas condições de exposição. Cada imagem foi apresentada três vezes ao(a) mesmo(a) médico(a), sempre em posições distintas no ecrã e seguindo-se a mesma sequência de apresentação para todos(as) os(as) avaliadores(as). O roteiro da explicação feita a cada médico(a), antes do início da avaliação das imagens, e o exemplo de uma das folhas de registro da avaliação estão apresentados no apêndice B. A cada imagem apresentada ao(a) avaliador(a) era preenchida uma folha de registro exclusivamente para ela.

4.3.3.1 Variabilidade inter e intra – observador(a) na detecção das estruturas do TOR MAM

Foi calculada a pontuação ou nota total atribuída por cada médico(a) avaliador(a) para cada estrutura da mama do TOR MAM (ver na

Figura 3.6 o conjunto de 3 estruturas). A nota total foi calculada a partir da soma das notas atribuídas (ver 3.4.2 – nota de 1 a 3 conforme o grau de visibilidade) a cada estrutura (ver Figura 3.6 – cada estrutura é apresentada 6 vezes com graus de visibilidade diferentes). Como cada imagem foi apresentada 3 vezes ao mesmo(a) médico(a), cada médico(a) apresentou 3 valores de nota total para uma determinada imagem. Os resultados do valor médio, desvio padrão (DP), coeficiente de variação ($CV = DP / \text{média}$), valor mínimo e valor máximo da nota total atribuída por cada médico(a), para um determinado tipo de estrutura, para as 4 imagens em estudo (ver Tabela 4.16), são apresentados nas Tabelas 4.18 a 4.20. Estes valores traduzem a variabilidade intra-observador na avaliação das imagens através da detectabilidade das estruturas nas imagens. O valor máximo da nota total atribuível para uma determinada estrutura é de 18 (6 graus de visibilidade x nota máxima igual a 3). Se um(a) médico(a) avaliar a mesma estrutura de uma determinada imagem apresentada 3 vezes em momentos diferentes na série das imagens analisadas, com a nota máxima, a média para esse observador será igual a 18, o valor mínimo igual a 18, o valor máximo igual a 18 e o desvio padrão e o coeficiente de variação iguais a 0, o que demonstra uma consistência intra-observador na avaliação das imagens.

Se os(as) 6 médicos(as) avaliarem essa mesma estrutura em média com a nota máxima de 18, a média das médias será igual a 18 e o desvio padrão e coeficiente de variação das médias iguais a 0, o que demonstra uma consistência inter-observador na avaliação da qualidade das imagens. As Tabelas 4.18 a 4.20 apresentam ainda o valor médio e desvio padrão das médias obtidas por cada médico. A Tabela 4.21 apresenta os resultados globais (o valor do indicador de detecção **total**) para o conjunto das 3 estruturas de mama do TOR MAM, sendo a nota total a soma das notas totais obtidas para cada estrutura. As tabelas em comento são relevantes, pois nelas se encontram sistematizados todos os resultados das avaliações realizadas por cada avaliador(a).

Tabela 4.18 – Valor médio, mínimo, máximo e desvio padrão (DP) da nota atribuída por cada médico(a) para a visibilidade dos **FILAMENTOS** do TOR MAM para as 4 imagens em estudo. Também estão indicadas as médias e os DP dos valores médios obtidos para cada imagem

Imagem / Médico(a)	Média	DP	Mínimo	Máximo	Nº de imagens
Imagem 1 (Rh/Rh, Manual, 30kV_p, 28mAs)	12,7	2,2			
Médico(a) 1	14,7	0,6	14	15	3
Médico(a) 2	12,0	0,0	12	12	3
Médico(a) 3	14,7	0,6	14	15	3
Médico(a) 4	9,3	1,5	8	11	3
Médico(a) 5	13,7	1,5	12	15	3
Médico(a) 6	11,7	1,5	10	13	3
Imagem 2 (Mo/Rh, STD, 27kV_p, 35,1mAs)	12,1	2,9			
Médico(a) 1	14,7	1,5	13	16	3
Médico(a) 2	12,0	0,0	12	12	3
Médico(a) 3	14,3	0,6	14	15	3
Médico(a) 4	7,3	2,3	6	10	3
Médico(a) 5	14,0	0,0	14	14	3
Médico(a) 6	10,0	0,0	10	10	3
Imagem 3 (Mo/Rh, Manual, 29kV_p, 28mAs)	12,1	1,7			
Médico(a) 1	13,7	0,6	13	14	3
Médico(a) 2	11,7	0,6	11	12	3
Médico(a) 3	13,3	0,6	13	14	3
Médico(a) 4	10,3	0,6	10	11	3
Médico(a) 5	13,3	0,6	13	14	3
Médico(a) 6	10,0	2,0	8	12	3
Imagem 4 (Mo/Mo, Manual, 29kV_p, 28mAs)	12,3	2,6			
Médico(a) 1	15,0	0,0	15	15	3
Médico(a) 2	12,0	0,0	12	12	3
Médico(a) 3	13,0	1,7	12	15	3
Médico(a) 4	8,0	2,0	6	10	3
Médico(a) 5	14,7	0,6	14	15	3
Médico(a) 6	11,0	0,0	11	11	3

Tabela 4.19 – Valor médio, mínimo, máximo e desvio padrão (DP) da nota atribuída por cada médico(a) para a visibilidade das **MICROCALCIFICAÇÕES** do TOR MAM para as 4 imagens em estudo. Também estão indicadas as médias e os DP dos valores médios obtidos para cada imagem

Imagem / Médico(a)	Média	DP	Mínimo	Máximo	Nº de imagens
Imagem 1 (Rh/Rh, Manual, 30kV_p, 28mAs)	10,8	1,7			
Médico(a) 1	12,3	0,6	12	13	3
Médico(a) 2	9,7	1,2	9	11	3
Médico(a) 3	11,7	0,6	11	12	3
Médico(a) 4	8,3	1,2	7	9	3
Médico(a) 5	12,3	0,6	12	13	3
Médico(a) 6	10,7	1,5	9	12	3
Imagem 2 (Mo/Rh, STD, 27kV_p, 35,1mAs)	10,2	2,2			
Médico(a) 1	13,0	0,0	13	13	3
Médico(a) 2	9,3	0,6	9	10	3
Médico(a) 3	9,3	0,6	9	10	3
Médico(a) 4	7,0	1,7	6	9	3
Médico(a) 5	12,7	0,6	12	13	3
Médico(a) 6	10,0	0,0	10	10	3
Imagem 3 (Mo/Rh, Manual, 29kV_p, 28mAs)	11,2	2,2			
Médico(a) 1	14,0	0,0	14	14	3
Médico(a) 2	9,7	0,6	9	10	3
Médico(a) 3	12,3	0,6	12	13	3
Médico(a) 4	8,3	2,1	6	10	3
Médico(a) 5	12,7	0,6	12	13	3
Médico(a) 6	10,3	0,6	10	11	3
Imagem 4 (Mo/Mo, Manual, 29kV_p, 28mAs)	10,3	2,1			
Médico(a) 1	13,0	0,0	13	13	3
Médico(a) 2	10,0	0,0	10	10	3
Médico(a) 3	10,0	1,7	9	12	3
Médico(a) 4	7,0	1,7	6	9	3
Médico(a) 5	12,0	0,0	12	12	3
Médico(a) 6	10,0	0,0	10	10	3

Tabela 4.20 – Valor médio, mínimo, máximo e desvio padrão (DP) da nota atribuída por cada médico(a) para a visibilidade das **MASSAS** do TOR MAM para as 4 imagens em estudo. Também estão indicadas as médias e DP dos valores médios obtidos para cada imagem

Imagem / Médico(a)	Média	DP	Mínimo	Máximo	Nº de imagens
Imagem 1 (Rh/Rh, Manual, 30kV_p, 28mAs)	25,9	3,5			
Médico(a) 1	25,3	0,6	25	26	3
Médico(a) 2	25,0	1,7	24	27	3
Médico(a) 3	26,7	1,2	26	28	3
Médico(a) 4	20,7	2,5	18	23	3
Médico(a) 5	30,7	0,6	30	31	3
Médico(a) 6	27,3	3,8	23	30	3
Imagem 2 (Mo/Rh, STD, 27kV_p, 35,1mAs)	25,2	4,0			
Médico(a) 1	26,7	1,2	26	28	3
Médico(a) 2	24,0	0,0	24	24	3
Médico(a) 3	23,0	3,6	19	26	3
Médico(a) 4	19,0	1,0	18	20	3
Médico(a) 5	30,0	1,0	29	31	3
Médico(a) 6	28,3	0,6	28	29	3
Imagem 3 (Mo/Rh, Manual, 29kV_p, 28mAs)	25,4	2,4			
Médico(a) 1	26,3	0,6	26	27	3
Médico(a) 2	23,0	1,7	21	24	3
Médico(a) 3	26,7	1,2	26	28	3
Médico(a) 4	23,0	1,0	22	24	3
Médico(a) 5	26,7	1,5	25	28	3
Médico(a) 6	26,7	4,0	22	29	3
Imagem 4 (Mo/Mo, Manual, 29kV_p, 28mAs)	21,1	3,2			
Médico(a) 1	23,3	1,5	22	25	3
Médico(a) 2	21,7	4,0	17	24	3
Médico(a) 3	22,0	3,0	19	25	3
Médico(a) 4	17,3	0,6	17	18	3
Médico(a) 5	23,3	1,2	22	24	3
Médico(a) 6	19,0	3,5	15	21	3

Tabela 4.21 – Valor médio, mínimo, máximo e desvio padrão (DP) da nota atribuída por cada médico(a) para a visibilidade **TOTAL** do TOR MAM para as 4 imagens em estudo. Também estão indicadas as médias e DP dos valores médios obtidos para cada imagem

Imagem / Médico(a)	Média	DP	Mínimo	Máximo	Nº de imagens
Imagem 1 (Rh/Rh, Manual, 30kV_p, 28mAs)	49,4	6,8			
Médico(a) 1	52,3	1,2	51	53	3
Médico(a) 2	46,7	2,9	45	50	3
Médico(a) 3	53,0	0,0	53	53	3
Médico(a) 4	38,3	5,0	33	43	3
Médico(a) 5	56,7	2,3	54	58	3
Médico(a) 6	49,7	6,8	42	55	3
Imagem 2 (Mo/Rh, STD, 27kV_p, 35,1mAs)	47,4	8,1			
Médico(a) 1	54,3	2,5	52	57	3
Médico(a) 2	45,3	0,6	45	46	3
Médico(a) 3	46,7	4,0	42	49	3
Médico(a) 4	33,3	4,9	30	39	3
Médico(a) 5	56,7	1,2	56	58	3
Médico(a) 6	48,3	0,6	48	49	3
Imagem 3 (Mo/Rh, Manual, 29kV_p, 28mAs)	48,7	5,4			
Médico(a) 1	54,0	0,0	54	54	3
Médico(a) 2	44,3	2,9	41	46	3
Médico(a) 3	52,3	1,2	51	53	3
Médico(a) 4	41,7	2,5	39	44	3
Médico(a) 5	52,7	1,5	51	54	3
Médico(a) 6	47,0	6,2	40	52	3
Imagem 4 (Mo/Mo, Manual, 29kV_p, 28mAs)	43,7	7,0			
Médico(a) 1	51,3	1,5	50	53	3
Médico(a) 2	43,7	4,0	39	46	3
Médico(a) 3	45,0	1,7	43	46	3
Médico(a) 4	32,3	4,2	29	37	3
Médico(a) 5	50,0	1,7	48	51	3
Médico(a) 6	40,0	3,5	36	42	3

Na Tabela 4.22, apresenta-se o resumo das médias do grupo, dos indicadores de detecção por especificação técnica do mamógrafo segundo cada estrutura específica (filamentos, microcalcificações e massas) e os indicadores de detecção **Total** em cada especificação técnica (imagem), considerando-se todos(as) os(as) médicos(as). A partir desses resultados, testou-se a homogeneidade entre todos os avaliadores, calculando-se os coeficientes de variação (CV). O CV é definido por: $CV = (DP / \text{média})$, assim quanto menor for o seu valor, menor é a variação entre as avaliações dos(as) médicos(as).

Tabela 4.22 – Medidas-resumo dos indicadores de visibilidade por conjunto de parâmetros técnicos de exposição do TOR MAM, segundo as estruturas avaliadas, considerando-se todos(as) os(as) avaliadores(as) e valor do coeficiente de variação (CV)

Estruturas / Especificações técnicas	Nº de imagens	Mínimo	Máximo	Média	DP	CV
Filamentos						
Rh/Rh, Manual, 30kVp, 28mAs	18	8,0	15	12,7	2,2	0,17
Mo/Rh, STD, 27kVp, 35,1mAs	18	6,0	16	12,1	2,9	0,24
Mo/Rh, Manual, 29kVp, 28mAs	18	8,0	14	12,1	1,7	0,14
Mo/Mo, Manual, 29kVp, 28mAs	18	6,0	15	12,3	2,6	0,21
Microcalcificações						
Rh/Rh, Manual, 30kVp, 28mAs	18	7,0	13	10,8	1,7	0,16
Mo/Rh, STD, 27kVp, 35,1mAs	18	6,0	13	10,2	2,2	0,22
Mo/Rh, Manual, 29kVp, 28mAs	18	6,0	14	11,2	2,2	0,19
Mo/Mo, Manual, 29kVp, 28mAs	18	6,0	13	10,3	2,1	0,20
Massas						
Rh/Rh, Manual, 30kVp, 28mAs	18	18,0	31	25,9	3,5	0,14
Mo/Rh, STD, 27kVp, 35,1mAs	18	18,0	31	25,2	4,0	0,16
Mo/Rh, Manual, 29kVp, 28mAs	18	21,0	29	25,4	2,4	0,10
Mo/Mo, Manual, 29kVp, 28mAs	18	15,0	25	21,1	3,2	0,15
Total						
Rh/Rh, Manual, 30kVp, 28mAs	18	33,0	58	49,4	6,8	0,14
Mo/Rh, STD, 27kVp, 35,1mAs	18	30,0	58	47,4	8,1	0,17
Mo/Rh, Manual, 29kVp, 28mAs	18	39,0	54	48,7	5,4	0,11
Mo/Mo, Manual, 29kVp, 28mAs	18	29,0	53	43,7	7,0	0,16

Observa-se que para a avaliação de filamentos, massas e total, a imagem 3 obtida com o conjunto de especificação técnica de “Mo/Rh, Manual,

29 kV_p, 28 mAs” apresentou maior homogeneidade entre as avaliações, segundo o CV e em segundo lugar está a imagem 1 obtida com o conjunto de especificação “Rh/Rh, Manual, 30 kV_p, 28 mAs”. Já para as microcalcificações, a imagem que proporcionou a menor flutuação entre os valores aferidos foi a imagem 1 obtida com o conjunto de especificação “Rh/Rh, Manual, 30 kV_p, 28 mAs”.

Na Tabela 4.23, é apresentado o resultado do ICC (Intraclass Correlation Coefficient - correlação intraclasse - ver 3.4.3) com o seu desvio padrão por especificação técnica do mamógrafo segundo cada estrutura específica (filamentos, microcalcificações e massas) e o resultado **Total** em cada especificação técnica.

Tabela 4.23 – Correlação Intraclasse (ICC) da análise de variâncias com efeito aleatório

	Imagem 1 (Rh/Rh, Manual, 30kV _p , 28mAs)	Imagem 2 (Mo/Rh, STD, 27kV _p , 35,1mAs)	Imagem 3 (Mo/Rh, Manual, 29kV _p , 28mAs)	Imagem 4 (Mo/Mo, Manual, 29kV _p , 28mAs)
filamentos				
ICC ± DP*	0,75 ± 0,16	0,86 ± 0,10	0,71 ± 0,18	0,84 ± 0,11
microcalcificações				
ICC ± DP	0,69 ± 0,18	0,88 ± 0,08	0,82 ± 0,12	0,80 ± 0,13
massas				
ICC ± DP	0,69 ± 0,19	0,84 ± 0,11	0,34 ± 0,28	0,34 ± 0,28
total				
ICC ± DP	0,71 ± 0,17	0,89 ± 0,08	0,70 ± 0,18	0,83 ± 0,11

*DP-Desvio Padrão (ANOVA)

Pelos valores estatisticamente aceitáveis do ICC (valores de média + DP acima de 0,80) nota-se que as avaliações de um mesmo(a) médico(a) são bastante homogêneas entre si, não havendo efeito da variação da posição da imagem no ecrã. As únicas exceções ocorreram para as massas aferidas na imagem 4 com as especificações técnicas: Mo/Mo – 29 kV_p – 28 mAs e na imagem 3 com as especificações técnicas de Mo/Rh – 29 kV_p – 28 mAs, ambas no modo manual de exposição, onde o valor do ICC de (0,34±0,28) é um valor bastante abaixo de um.

Além disso, é importante destacar que a imagem 2 obtida com o conjunto das especificações técnicas: Mo/Rh – 27 kV_p – 35,1 mAs no modo de

exposição automático STD apresentou uma grande reprodutibilidade na sua avaliação com o valor do ICC acima de 0,84 para todas as estruturas da mama. Pode-se relacionar esse resultado com o fato de que a imagem gerada no modo STD é a imagem que os(as) médicos(as) estão mais treinados(as) e acostumados(as) a avaliar no seu dia a dia, pois a grande maioria dos exames de mamografia que são avaliados na instituição são realizados no modo STD.

4.3.3.2 Avaliação das imagens quanto as especificações técnicas do mamógrafo

Para se comparar as médias das avaliações, a partir do indicador de detecção, utilizou-se o modelo linear misto. Optou-se como imagem de referência a imagem 3 associada aos parâmetros técnicos de exposição: Mo/Rh – 29 kV_p – 28 mAs no modo de exposição manual, pois esta escolha facilitava a comparação entre as imagens 1, que é a imagem obtida com os novos parâmetros de otimização, com a imagem 2, que é a imagem já otimizada utilizada na clínica e a imagem 4 que foi obtida com a combinação alvo/filtro de Mo/Mo utilizada durante muitos anos nos equipamentos de mamografia.

Assim, foram utilizadas as seguintes parametrizações para o modelo linear misto:

$$Filamento_{ij} = \beta_0 + \beta_1 E_{2ij} + \beta_2 E_{3ij} + \beta_3 E_{4ij} + v_i + \varepsilon_{1ij}$$

$$Microcalcificação_{ij} = \gamma_0 + \gamma_1 E_{2ij} + \gamma_2 E_{3ij} + \gamma_3 E_{4ij} + \zeta_i + \varepsilon_{2ij}$$

$$Massas_{ij} = \delta_0 + \delta_1 E_{2ij} + \delta_2 E_{3ij} + \delta_3 E_{4ij} + \tau_i + \varepsilon_{3ij}$$

$$Total_{ij} = \phi_0 + \phi_1 E_{2ij} + \phi_2 E_{3ij} + \phi_3 E_{4ij} + \varsigma_i + \varepsilon_{4ij}$$

Nas equações acima:

$i=1, 2, \text{ e } 3$ – se refere às três posições em que as imagens foram apresentadas no ecrã.

$j=1,2, \dots, 6$ – se refere aos(às) seis avaliadores(as).

$Filamento_{ij}, Microcalcificação_{ij}, Massas_{ij}$ e $Total_{ij}$ - representam as avaliações da imagem na posição i pelo médico j , respectivamente dos filamentos, das microcalcificações, das massas e de todas as estruturas.

$E_{2ij}, E_{3ij}, E_{4ij}$ - representam respectivamente, variáveis indicadoras das especificações técnicas (Rh/Rh, Manual, 30 kV_p, 28 mAs), (Mo/Rh, STD, 27 kV_p, 35,1 mAs) e (Mo/Mo, Manual, 29 kV_p, 28 mAs) do mamógrafo.

$\beta_0, \gamma_0, \delta_0, \phi_0$ - representa o valor médio da pontuação total média obtida para a imagem de referência (imagem 3: Mo/Rh, Manual, 29 kV_p, 28 mAs) respectivamente para filamentos, microcalcificações, massas e o conjunto das três estruturas.

$\beta_1, \gamma_1, \delta_1, \phi_1$ - representa o valor médio da pontuação total média obtida para a imagem 1 (Rh/Rh, Manual, 30 kV_p, 28 mAs) respectivamente para filamentos, microcalcificações, massas e o conjunto das três estruturas.

$\beta_2, \gamma_2, \delta_2, \phi_2$ - representa o valor médio da pontuação total média obtida para a imagem 2 (Mo/Rh, STD, 27 kV_p, 35,1 mAs) respectivamente para filamentos, microcalcificações, massas e o conjunto das três estruturas.

$\beta_3, \gamma_3, \delta_3, \phi_3$ - representa o valor médio da pontuação total média obtida para a imagem 4 (Mo/Mo, Manual, 29 kV_p, 28 mAs) respectivamente para filamentos, microcalcificações, massas e o conjunto das três estruturas.

$v_i \sim N(0, \sigma_v^2), \zeta_i \sim N(0, \sigma_\zeta^2), \tau_i \sim N(0, \sigma_\tau^2), \varsigma_i \sim N(0, \sigma_\varsigma^2)$ - efeito dos médicos para filamentos, microcalcificações, massas e total, respectivamente.

$\varepsilon_{kij} \sim N(0, \sigma_{\varepsilon_k}^2)$, $k=1$ (Filamento), $k=2$ (Microcalcificações), $k=3$ (massas) e $k=4$ (Total) - erro aleatório dos filamentos, microcalcificações, massas e total, respectivamente.

As estimativas dos coeficientes obtidos para os modelos lineares mistos são apresentadas na Tabela 4.24. O Teste de Wald é utilizado para se testar em simultâneo os efeitos das especificações, ele nos diz se o modelo é significativo ou não. Se for significativo, analisam-se as diferenças apresentadas entre os coeficientes e se não for significativo isso diz que não há diferenças entre as várias técnicas estudadas.

Os resultados apresentados na Tabela 4.24 mostram que o valor de p resultante do Teste de Wald ($p = 0,3332$) é superior a 0,05 no caso dos filamentos, isto é, que as diferenças na pontuação total média atribuída às quatro imagens em estudo não são estatisticamente significativas. Ou seja, a

detecção dos filamentos nas quatro imagens foi similar. Mas os resultados do Teste de Wald mostram que existem diferenças estatisticamente significativas entre as pontuações médias atribuídas conforme a imagem analisada no caso da detecção de microcalcificações, massas e para o conjunto das três estruturas ($p = 0,0060$, $p < 0,0001$ e $p < 0,0001$, respectivamente).

Tabela 4.24 – Resultados da análise do modelo linear misto, sendo a imagem 3 a imagem de referência

	Coeficiente	Erro Padrão	p
filamentos			
Imagem 1 (Rh/Rh, Manual, 30kVp, 28mAs)	0,61	0,38	0,1100
Imagem 2 (Mo/Rh, STD, 27kVp, 35,1mAs)	0,00	0,38	1,0000
Imagem 4 (Mo/Mo, Manual, 29kVp, 28mAs)	0,22	0,38	0,5610
Imagem 3 (Mo/Rh, Manual, 29kVp, 28mAs)	12,06*	0,87	<0,0001
Teste de Wald – $X^2 = 3,41$ ($p = 0,3332$)			
microcalcificações			
Imagem 1 (Rh/Rh, Manual, 30kVp, 28mAs)	-0,39	0,32	0,2270
Imagem 2 (Mo/Rh, STD, 27kVp, 35,1mAs)	-1,00	0,32	0,0020
Imagem 4 (Mo/Mo, Manual, 29kVp, 28mAs)	-0,89	0,32	0,0060
Imagem 3 (Mo/Rh, Manual, 29kVp, 28mAs)	11,22*	0,75	<0,0001
Teste de Wald - $X^2 = 12,45$ ($p=0,0060$)			
massas			
Imagem 1 (Rh/Rh, Manual, 30kVp, 28mAs)	0,56	0,78	0,4770
Imagem 2 (Mo/Rh, STD, 27kVp, 35,1mAs)	-0,22	0,78	0,7760
Imagem 4 (Mo/Mo, Manual, 29kVp, 28mAs)	-4,28	0,78	<0,0001
Imagem 3 (Mo/Rh, Manual, 29kVp, 28mAs)	25,39*	1,07	<0,0001
Teste de Wald - $X^2 = 48,43$ ($p<0,0001$)			
Todas as estruturas			
Imagem 1 (Rh/Rh, Manual, 30kVp, 28mAs)	0,78	1,13	0,4920
Imagem 2 (Mo/Rh, STD, 27kVp, 35,1mAs)	-1,22	1,13	0,2800
Imagem 4 (Mo/Mo, Manual, 29kVp, 28mAs)	-4,94	1,13	<0,0001
Imagem 3 (Mo/Rh, Manual, 29kVp, 28mAs)	48,67*	2,49	<0,0001
Teste de Wald - $X^2 = 30,14$ ($p<0,0001$)			

*Valor tirado da Tabela 4.22: Valor médio das pontuações totais médias atribuídas pelos 6 médicos.

Analisando-se então, na Tabela 4.24, as diferenças significativas encontradas entre as quatro especificações técnicas do mamógrafo em relação às microcalcificações, verificou-se que a especificação Mo/Rh, Manual, 29 kVp, 28 mAs permite em média uma maior visibilidade ($p < 0,0001$). Já o conjunto

Rh/Rh, Manual, 30 kV_p, 28 mAs, apresentou visibilidade similar ao do conjunto de referência ($p = 0,2270$). Isso pode ser visto observando-se os valores de p (coluna à direita), pois quanto maior for o seu valor, mais próximo está da referência; assim o valor de p igual a $p = 0,2270$ para o conjunto Rh/Rh, Manual, 30 kV_p, 28 mAs é grande e, portanto, indica que está muito próximo da especificação selecionada como referência, que é o conjunto de especificações: Mo/Rh, Manual, 29 kV_p, 28 mAs. Os valores de p relativos aos outros dois conjuntos: Mo/Rh, STD, 27 kV_p, 35,1 mAs e Mo/Mo, Manual, 29 kV_p, 28 mAs são pequenos, ($p = 0,0020$ e $p = 0,0060$) e portanto afastados da referência, ou seja, permitiram igualmente uma menor visibilidade - cerca de um (1) ponto a menos no indicador de visibilidade de acordo com a estimativa do coeficiente do modelo de regressão.

Dessa forma, para a microcalcificação, os conjuntos que apresentam a maior visibilidade foram Mo/Rh, Manual, 29 kV_p, 28 mAs e Rh/Rh, Manual, 30 kV_p, 28 mAs (similares entre si) e por último, com as menores visibilidades, Mo/Rh, STD, 27 kV_p, 35,1 mAs e Mo/Mo, Manual, 29 kV_p, 28 mAs similares entre si ($p = 0,7298^2$).

Com relação à avaliação das massas, verificou-se que em média as especificações Rh/Rh, Manual, 30 kV_p, 28 mAs, Mo/Rh, STD, 27 kV_p, 35,1 mAs e Mo/Rh, Manual, 29 kV_p, 28 mAs, permitem visibilidades similares. Os valores de p (coluna à direita) iguais a $p = 0,4770$ para o conjunto Rh/Rh, Manual, 30 kV_p, 28 mAs e $p = 0,7760$ para Mo/Rh, STD, 27 kV_p, 35,1 mAs são grandes e portanto isso indica que estão muito próximos da referência que é o conjunto de especificações: Mo/Rh, Manual, 29 kV_p, 28 mAs. O conjunto de especificação técnica Mo/Mo, Manual, 29 kV_p, 28 mAs com o valor de $p = 0,0001$ e em média com 4,3 pontos a menos no indicador de detecção está longe da referência e com a menor detecção em relação às outras três especificações técnicas.

Finalmente, avaliando-se o conjunto das estruturas, verificou-se que em média as especificações Rh/Rh, Manual, 30 kV_p, 28 mAs ($p = 0,4920$),

²Nível descritivo não apresentado na tabela, referente à comparação dos coeficientes associados aos conjuntos Mo/Rh, STD, 27 kV_p, 35,1 mAs e Mo/Mo, Manual, 29 kV_p, 28 mAs.

Mo/Rh, STD, 27 kV_p, 35,1 mAs ($p = 0,2800$) e Mo/Rh, Manual, 29 kV_p, 28 mAs permitem visibilidades similares e superiores a Mo/Mo, Manual, 29 kV_p, 28 mAs. Este conjunto de especificação técnica além de apresentar cerca de 5 pontos afastado no indicador de detecção, apresenta o valor de $p = 0,0001$, ou seja, pequeno e, portanto, afastado da referência.

Para finalizar a avaliação, apresentou-se três vezes, em três posições distintas e sempre no mesmo ecrã, a imagem 1 (obtida com os parâmetros técnicos resultantes da otimização proposta) e a imagem 2 (obtida com a técnica padrão do mamógrafo - modo STD do sistema AOP) para comparação (ver 3.4.2). Solicitou-se ao avaliador(a) que respondesse livremente qual imagem preferia entre as duas imagens expostas simultaneamente. Na análise estatística das respostas não foi detectada mudanças de escolhas devido às mudanças de posição das imagens no ecrã, segundo o teste de McNemar ($p = 1,000$). Segundo o teste de qui-quadrado o resultado indicou que a proporção de escolha foi de 50% para cada tipo de imagem. Foi interessante observar que a preferência pessoal dos(as) médicos(as) tenha sido equivalente para ambas as imagens, ou seja, a nova imagem otimizada não foi rejeitada pelos médicos(as) e apresentou do ponto de vista técnico uma maior visibilidade para a microcalcificação do que a imagem obtida com a técnica padrão do mamógrafo no modo STD do sistema AOP.

Na parte do objeto simulador TOR MAM, onde se simula o tecido mamário, foi solicitado ao(a) avaliador(a) que fizesse o relatório médico em todas as imagens apresentadas (apêndice B - relatório médico). Cada médico(a) fez o seu relatório livremente sendo que a partir da terceira imagem constatou-se que os(as) avaliadores repetiram os relatórios anteriores, pois reconheciam que se tratava do mesmo objeto simulador. Todos os relatórios realizados foram muito parecidos e focalizaram principalmente as microcalcificações. A intenção nessa etapa era verificar a importância das microcalcificações na imagem médica.

5 CONSIDERAÇÕES FINAIS

No presente trabalho de investigação foi proposta, utilizada e validada uma nova metodologia de otimização da qualidade de imagem *versus* dose em um equipamento de mamografia digital. Para a otimização dos parâmetros de aquisição das imagens no equipamento em análise foi utilizado um método de avaliação física da qualidade da imagem com base no estudo do contraste *versus* detalhe em mamografia. Utilizando o objeto simulador CDMAM, obteve-se a métrica física IQF_{inv} para quantificar a qualidade da imagem e definiu-se uma nova Figura de Mérito como sendo: $(IQF_{inv})^2 / AGD$. Os resultados da otimização proposta apontaram diferenças significativas em relação aos parâmetros definidos pelo sistema automático de aquisição do equipamento para a mama de espessura pequena. Estes fatos nos permitiram concluir, já nesta fase, que o sistema automático de exposição do equipamento seria passível de otimização com a utilização da Figura de Mérito proposta neste trabalho.

Objetivando validar os resultados da otimização, foi utilizado o objeto simulador antropomórfico TOR MAM. Foram comparadas as imagens obtidas com o uso deste objeto simulador na configuração da mama pequena, utilizando-se uma série de imagens constituídas pelas imagens obtidas a partir dos parâmetros de exposição otimizados e a imagem obtida a partir dos

parâmetros definidos pelo sistema automático de exposição do equipamento (modo STD do sistema AOP). A imagem otimizada apresentou a melhor relação sinal-ruído, o maior valor na relação $(\text{SNR})^2 / \text{AGD}$ e exibiu o maior gradiente nos níveis de cinza. Estes resultados das características físico-matemáticas da imagem nos permitiram concluir que imagens antropomórficas também apresentam melhores parâmetros quando é utilizada a otimização.

Além disso, também avaliou-se o impacto do resultado do estudo físico de otimização no uso clínico. A avaliação clínica das imagens foi realizada por seis médicos(as) radiologistas. A análise estatística das avaliações dos médicos indica que a imagem otimizada apresenta uma melhor detecção das microcalcificações quando comparada com a imagem obtida com o sistema automático, sem perda de qualidade na identificação de fibras e massas. Este resultado nos permite fechar a validação do trabalho e concluir que, tanto de acordo aos parâmetros físico-matemáticos da qualidade de imagem, como de acordo com a prática clínica, os resultados da imagem otimizada são efetivamente melhores que os obtidos pelo sistema automático de aquisição do equipamento, para o caso de espessura de mama pequena.

Finalmente, a figura de mérito proposta provou ser uma ferramenta útil para a otimização da qualidade de imagem *versus* dose em mamografia digital. Ela pode ser aplicada em estudos de otimização, e ser testada inclusive em equipamentos de mamografia digital que utilizem outras tecnologias.

Os resultados do presente estudo de otimização apontam mais uma vez para a necessidade de trabalhar procedimentos que garantam a melhoria contínua na qualidade dos serviços de aquisição de imagens radiológicas, em particular em mamografia digital. Para a efetiva implementação destes resultados, sugere-se a elaboração de protocolo técnico para o ajuste do sistema mamográfico com a metodologia de otimização proposta e será necessário o estudo para se verificar a periodicidade adequada que o protocolo deve ser aplicado para se garantir uma verificação continuada da qualidade da imagem no mamógrafo.

BIBLIOGRAFIA

AICHINGER, H; DIERKER, J; JOICE-BARFUB, S; SÄBEL M. **Radiation exposure and image quality in X-Ray diagnostic radiology**. 2nd ed. Berlin: Springer, 2012.

BALDELLI, P.; PHELAN, N; EGAN, G. Investigation of the effect of anode/filter materials on the dose and image quality of a digital mammography system based on an amorphous selenium flat panel detector. **The British Journal of Radiology**, London, Vol. 83, no. 988, p. 290-295, Apr. 2010.

BERG, W. A. et al. Combined screening with ultrasound and mammography vs. mammography alone in women at elevated risk of breast cancer. **The Journal of the American Medical Association**, [Chicago?], Vol. 299, no. 18, p. 2151-2163, May 14, 2008.

BERNHARDT, P.; MERTELMEIER, T.; HOHEISEL, M. X-ray spectrum optimization of full-field digital mammography: simulation and phantom study. **Medical Physics**, College Park, Vol. 33, no. 11, p. 4337-4349, Oct. 2006.

BERNS, E. A.; HENDRICK, R. E.; CUTTER, G. R. Optimization of technique factors for a silicon diode array full-field digital mammography system and comparison to screen-film mammography with matched average glandular dose. **Medical Physics**, College Park, Vol. 30, no. 3, p. 334-340, Mar. 2003.

BOONE, J. M. Normalized glandular dose (DgN) coefficients for arbitrary X-ray spectra in mammography: computer fit values of Monte Carlo derived data. **Medical Physics**, Vol. 29, no. 5, p. 869-875, May 2002.

BORG, M.; BARD, I.; ROYLE, G. J. The use of figure-of-merit (FOM) for optimization in digital mammography: A literature review. **Radiation Protection Dosimetry**, Oxford, UK, Vol. 151, no. 1, p. 81-88, Aug. 2012.

BRASIL. Ministério da Saúde. Portaria/ MS/SVS 453, de 1º de junho de 1998. Aprova o Regulamento Técnico que estabelece as diretrizes básicas de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico, dispõe sobre o uso dos raios-x diagnósticos em todo território nacional e dá outras providências. **Agência Nacional de Vigilância Sanitária** (Brasil), Brasília, DF, [200-]. Disponível em: <http://www.anvisa.gov.br/legis/portarias/453_98.htm>. Acesso em: 28 jan. 2013.

VAN DER BURGHT, R.; THIJSSSEN, M.; BIJKERK, R. Manual contrast-detail phantom CDMAM 3.4 & CDMAM Analyser software V1.2. Zetten: Artinis Medical systems BVI, 2009.

CHEN, B.; WANG, Y.; SUN, X.; GOU, W.; ZHAO, M.; CUI, G.; HU, L.; LI, P.; REN, Y.; FENG, J.; YU, J. Analysis of patient dose in full field digital

mammography. **European Journal of Radiology**, [s.l.], Vol. 81, no. 5, p. 868-872, May 5, 2010.

CRAWFORD, M. K.; BRIXNER, L. H. Photostimulable phosphors for X-ray imaging: applications and mechanism. **Journal of Luminescence**, [s.l.], Vol. 48-49, Part 1, p. 37-42, Jan./Feb. 1991.

DANCE, D. R; SKINNER, C. L; YOUNG, K. C.; BECKETT, J. R; KOTRE, C. J. Additional factors for the estimation of mean glandular breast dose using the UK mammography dosimetry protocol. **Physics in Medicine and Biology**, [Philadelphia?], Vol. 45, no. 11, p. 3225-3240, Nov. 2000a.

DANCE, D. R.; THILANDER, A.; SANDBORG, M.; SKINNER, C. L.; SMITH, I. A. C.; CARLSSON, G. A. Influence of anode/filter material and tube potential on contrast, signal-to-noise ratio and average absorbed dose in mammography: a Monte Carlo study. **The British Journal of Radiology**, London, Vol. 73, no. 874, p. 1056-1067, Oct. 1, 2000b.

DELIS, H.; SPYROU, G.; COSTARIDOU, L.; TZANAKOS, G.; PANAIOTAKIS, G. Evaluating the figure of merit in mammography utilizing Monte Carlo simulation. **Nuclear Instruments and Methods in Physics Research**, [s.l.], Vol. 580, no. 1, p. 493-496, Sept. 21, 2007

EUROPEAN COMMISSION. Council Directive 97/43/Euratom of 30 June 1997 on health protection on individuals against the dangers of ionizing radiation in relation to medical exposure, and repealing Directive 84/466/Euratom. **Official Journal of the European Communities**, [Bruxelas], L 180, p. 22, July 7, 1997.

_____. **European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis**. 4th ed. Luxembourg: Officer for Official Publications of the European Communities, 2006.

_____. **European protocol on dosimetry in mammography**. EUR 1623 EN. Luxembourg: CEC, 1996.

FINCH, A.; BURY, R.; DAVIES, G.; FIFE, I.; HUFTON, A.; WORKMAN, A. **Assurance of quality in the diagnostic imaging department**. 2nd. ed. London :The British Institute of Radiology, 2001.

FURQUIM, T. C.; NERISSIAN, D. Y. Estudos de otimização de dose e qualidade de imagem em processos de transição tecnológica em mamografia. **Revista Brasileira de Física Médica**, v. 4, n. 3, p. 11, 14 2011.

GARCÍA-MOLLÁ, R.; LINARES, R.; AND AYALA, R. Study of DQE dependence with beam quality on GE essential mammography flat panel. **Journal of Applied Clinical Medical Physics**, College Park, Vol. 12, no. 1, p. 207-2017, Winter 2011.

GENERAL ELECTRIC MEDICAL SYSTEMS. **Senographe DS Acquisition System**. Technical Publications 2385062-100. Revision 2. [S.l.]: General Electric Co., 2004.

_____. **Sistema de Aquisição Senographe DS**. Manual de QC. Revision 1, 5133453-4-1PT, GE Healthcare 2005. [S.l.]: General Electric Co., 2005.

GHETTI, C.; BORRINI, A.; ORTENZIA, O.; ROSSI, R.; ORDOÑEZ, P. L. Physical characteristics of GE Senographe Essential and DS digital mammography detectors. **Medical Physics**, College Park, Vol. 35, no. 2, p. 456-463, Feb. 2008.

GOLDSTRAW, E. J.; CASTELLANO, I.; ASHLEY, S.; ALLEN, S. The effect of Premium View post-processing software on digital mammographic reporting, **The British Journal of Radiology**, London, Vol. 83, no. 986, p. 122-128, Feb. 2010.

HAIR, J. F.; ANDERSON, R. E.; TATHAM, R. L.; BLACK, W. C. **Multivariate Data Analysis**. New Jersey: Prentice Hall, 1998.

HASEGAWA, B. H. **Medical – X Ray Imaging**. Madison: Medical Physics Publishing Company, 1991.

HAUGE, I. H. R.; PEDERSEN, K.; SANDERUD, A.; HOFVIND, S.; OLERUD, H. M. Patient doses from screen-film and Full-Field Digital Mammography in a Population-Based screening programme. **Radiation Protection Dosimetry**, Oxford, UK, Vol. 148, no. 1, p. 65-73, Jan. 2012.

HENDRICK, R. E. Radiation doses and cancer risks from breast imaging studies. **Radiology**, Oak Brook, Vol. 257, no. 1, p. 246-253, Oct. 2010.

HUNTER, A. H.; TRICHOPOULOS, D. **Textbook of cancer epidemiology**. 2nd ed. Oxford, UK: Oxford University Press, 2008.

INSTITUTO NACIONAL DO CÂNCER (INCA) (Brasil). **Câncer no Brasil – Registro de base populacional**. Brasília, DF: Ministério da Saúde (Brasil), [201-?]. Disponível em: <<http://www.inca.gov.br/cancernobrasil/2010/>>. Acesso em: 15 jan. 2012.

INDRAJIT, I. K. K.; VERMA, B. S. Digital imaging in radiology practice: An introduction to few fundamental concepts. **Indian Journal of Radiology and Imaging**, Mumbai, Vol.17, no. 4, p. 230-236, Oct./Dec. 2007.

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **Optimization of the radiological protection of patients: image quality and dose in mammography**. Vienna: IAEA, 2011. (TECDOC-1447).

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **Quality assurance Programme for Digital Mammography**. Vienna: IAEA, 2011. (Human Health Series,17.).

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. **Recommendation of the ICRP**. New York: Pergamon Press, 1991. (Publication 60, Annals of the ICRP 21, no. 1-3).

JOINT COMMITTEE FOR GUIDES IN METROLOGY 100:2008. **Evaluation of measurement data - Guide to the expression of uncertainty in measurement** (GUM 1995). 1st. ed. [S.l.]: JCGM, Sept. 2008.

KAMANGAR, F.; DORES, G. M.; ANDERSON, W. F. Patterns of Cancer Incidence, Mortality, and Prevalence Across Five Continents: Defining Priorities to Reduce Cancer Disparities in Different Geographic Regions of the World. **Journal of Clinical Oncology**, Alexandria, USA, Vol. 24, no.14, p. 2.137-2.150, May 10, 2006.

KANAGA, K. C.; YAP, H. H., LAILA, S. E.; SULAIMAN, T.; ZAHARAH, M.; SHANTINI, A. A. A critical comparison of three full field digital mammography systems using figure of merit. **Medical Journal of Malaysia**, Kuala Lumpur, Vol. 65, no. 2, p. 119-122, June 2010.

KARSSEMEIJER, N.; THIJSEN, M. A. O. Determination of contrast-detail curves of mammography systems by automated image analysis. In: INTERNATIONAL WORKSHOP ON DIGITAL MAMMOGRAPHY, 3.,1996, Chicago. **Proceedings...** Chicago: [s.n.], 1996.

KLAUSZ, R.; SHRAMCHENKO, N. Dose to population as a metric in the design of optimised exposure control. **Radiation Protection Dosimetry**, Oxford, UK, Vol. 114, no. 1-3, p. 369-374, May 17, 2005.

KOLB, T. M.; LICHY J.; NEWHOUSE, J. H. Comparison of the performance of screening mammography, physical examination, and breast US and evaluation of factors that influence them: an analysis of 27,825 patient evaluations. **Radiology**, Oak Brook, Vol. 225, no. 1, p. 165-175, Oct. 2002.

LEE, C. H. et al. Breast cancer screening with imaging: Recommendations from the society of breast imaging and the ACR on the use of mammography, breast MRI, breast ultrasound, and other technologies for the detection of clinically occult breast cancer. **Journal of the American College of Radiology**, [s.l.], Vol.7, no. 1, p. 18-27, Jan. 2010.

LI, Y.; PULOS, A.; MCLEAN, D.; RICKARD, M. A review of methods of clinical image quality evaluation in mammography. **European Journal of Radiology**, [s.l.], Vol. 74, no. 3, p. e-122-131, June 2010.

LOPES, M. C.; BRÁS, S.; SOUSA, M. C. Local Diagnostic reference levels at the Portuguese Institute of Oncology Francisco Gentil of Coimbra. **Radioprotecção**, São João da Talha, Vol. 2, n.12-13, p. 119-129, dez. 2007/maio 2008.

MARSHALL, N. W.; MONNIN, P.; BOSMANS, H.; BOCHUD, F. O.; VERDUN, F. R. Image quality assessment in digital mammography: Part I. Technical characterization of the systems. **Physics in Medicine and Biology**, [Philadelphia?], Vol. 56, no. 14, p. 4201-4220, July 21, 2011.

MARTIN, C. J.; SHARP, P. F.; SUTTON, D. G. Measurement of image quality in diagnostic radiology. **Applied Radiation and Isotopes**, [s.n.], Vol. 50, no. 1, p. 21-38, Jan. 1999.

MAXWELL, A. J.; RIDLEY, N. T.; RUBIN, G.; WALLIS, M. G.; GILBERT, F. J.; MICHELL, M. J. The Royal College of Radiologists Breast Group breast imaging classification. **Clinical Radiology**, [s.l.], Vol. 64, no. 6, p. 624-627, June 2009.

METZ, S.; DAMOSER, P.; HOLLWECK, R.; ROGGEL, R.; ENGELKE, C.; WOERTLER, K.; RENGGER, B.; RUMMENY, E. J.; LINK, T. M. Chest radiography with a digital flat-panel detector experimental receiver operating characteristic analysis. **Radiology**, Oak Brook, Vol. 234, no. 3, p. 776-784, Mar. 2005.

MILLER, R. G. **Simultaneous statistical inference**. 2nd ed. [S.l.]: Springer-Verlag, 1991.

MOORES, B. M.; REGULLA, D. A review the scientific basis for radiation protection of the patient. **Radiation Protection Dosimetry**, Oxford, UK, Vol. 147, no. 1-2, p. 22-29, Sept. 2011.

MORGAN, M. P.; COOKE, M. M.; MCCARTHY, G. M. Microcalcifications associated with breast cancer: an epiphenomenon or biologically significant feature of selected tumors? **Journal of Mammary Gland Biology and Neoplasia**, New York, Vol.10, no. 2, p. 181-187, Apr. 2005.

MUHOGORA, W. E.; DEVETTI, A.; PADOVANI, R.; MSAKI, P.; BONUTTI, F. Application of European protocol in the evaluation of contrast-to-noise ratio and mean glandular dose for two digital mammography systems. **Radiation Protection Dosimetry**, Oxford, UK, Vol. 129, no. 1-3, p. 231-236, Mar./Apr. 2008. 2008.

NATIONAL RESEARCH COUNCIL (USA). **BEIR VII: Health Risks from Exposure to Low Levels of Ionizing Radiation**. Washington, DC: National Academies Press, 2006

NEITZEL, U.; BUHR, E.; HILGERS, G.; GRANFORS, P. R. Determination of the modulation transfer function using the edge method: Influence of scattered radiation. **Medical Physics**, College Park, Vol. 31, no. 12, p.3485-3491, Dec. 2004a.

NEITZEL, U.; KOHFAHL-GÜNTHER, S.; BORASI, G.; SAMEI, E. Determination of the detectice quantum efficiency of a digital x-ray detector: Comparison of

three evaluations using a common image data set. **Medical Physics**, College Park, Vol. 31, no. 8, p. 2205-2211, Aug. 2004b.

NIIMI, T.; IMAI, K.; MAEDA, H.; IKEDA, M. Information loss in visual assessments of medical images. **European Journal of Radiology**, [s.l.], Vol. 61, no. 2, p. 362-366, Feb. 2007.

NOETHER, G. E. **Introduction to statistics: the nonparametric way**. New York: Springer-Verlag, 1991.

O'CONNOR, M. K.; RHODES, D. J.; HRUSKA, C. B.; CLANCY, C. B.; VETTER, R. J. Comparison of radiation exposure and associated radiation-induced cancer risks from mammography and molecular imaging of the breast. **Medical Physics**, College Park, Vol. 37, no. 12, p.6187-6198, Dec. 2010.

OKUNO, E., YOSHIMURA, E. **Física das radiações**. São Paulo. Oficina de textos, 2010.

ONGEVAL, C. V.; STEEN, A. V.; GENIETS, C.; DEKEYZER, F.; BOSMANS, H.; MARCHAL, G. Clinical image quality criteria for full field digital mammography: a first practical application. **Radiation Protection Dosimetry**, Oxford, Vol. 129, no. 1-3, p. 265-270, Mar. 2008.

PAQUELET, J.; HENDRICK, R. E. Technical innovation: lesion size inaccuracies in digital mammography. **American Journal Roentgenology**, [Washington, DC?], Vol., no. 1, p. w115-118, Jan. 2010.

PENNEY, E.; SPEECHLEY, V.; ROSENFELD, M. **Cancro da Mama**. Lisboa: LIDEL, 2010.

PISANO, E. D. et al. Diagnostic performance of digital *versus* film mammography for breast-cancer screening. **The New England Journal of Medicine**, [Waltham?], Vol. 353, no. 17, p. 1773-1783, Oct. 27, 2005.

RADCAL. **Model 9095 Measurement System Instruction Manual**. [S.l.: s.n.], 2005.

REVIEW OF MEASUREMENTS ON FULL FIELD DIGITAL MAMMOGRAPHY SYSTEMS. Sheffield, NHSBSP. Equipment Report 0901, January 2009.

ROWLANDS, J. A. The physics of computed radiography. **Physics in Medicine and Biology**, [Philadelphia?], Vol. 47, no. 23, p. R123-165, Dec. 7, 2002.

RANGER, N. T.; LO, J. Y.; SAMEI, E. A technique optimization protocol and the potential for dose reduction in digital mammography. **Medical Physics**, College Park, Vol. 37, no. 3, p. 962-969, Mar. 2010.

ROUDSARI, B.; MCKINNEY, C.; MOORE, D.; JARVIK, J. Sensitivity and specificity: imperfect predictors of guideline utility in radiology. **The British Journal of Radiology**, London, Vol. 84, no. 999, p. 216-220, Mar. 2011.

SAMEI, E.; DOBBINS, J.T.; LO, J. Y; TORNAL, M. P. A. Framework for optimising the radiographic technique in digital X-ray imaging. **Radiation Protection Dosimetry**, Oxford, Vol. 114, no. 1-3, p. 220-229, May 17, 2005.

SAMEI, E., FLYNN, M. J. An experimental comparison of detector performance for computed radiography systems. **Medical Physics**, College Park, Vol. 29, no. 4, p. 447-459, Apr. 2002.

_____. J. An experimental comparison of detector performance for direct and indirect digital radiography systems. **Medical Physics**, College Park, Vol. 30, no. 4, p. 608-622, Apr. 2003.

SAMEI, E.; SEIBERT, J. A.; WILLIS, C. E.; FLYNN, M. J.; MAH, E.; JUNCK, K. L. Performance evaluation of computed radiography systems. **Medical Physics**, College Park, Vol. 28, no. 3, p. 361–371, Mar. 2001.

SCHOPPER, D.; DE WOLF, C. How effective are breast cancer screening programmes by mammography? Review of the current evidence. **European Journal of Cancer**, [s.l.], Vol. 45, no. 11, p. 1916-1923, Jul. 2009.

SIEGEL, S.; CASTELLAN, N. J. **Nonparametric statistics for the behavioral sciences**. New York: McGraw-Hill, 1988.

SARAMAGO, J. **As palavras de Saramago**: catálogo de reflexões pessoais, literárias e políticas. Fernando Gómez Aguilera (sel. e org.). São Paulo: Companhia das Letras, 2010.

TABAR, L.; YEN, M-F.; VITAK, B.; CHEN, H-H. T.; SMITH, R. A.; DUFFY, S. W. Mammography service screening and mortality in breast cancer patients: 20 year follow up before and after introduction of screening. **The Lancet** , [s.l.], Vol. 361, no. 9367, p. 1405-1410, Apr 26, 2003.

TOR MAM. **TOR MAM user manual**. X-ray Phantoms - Leeds Test Objects, 2009.

TOROI, P.; ZANCA, F.; YOUNG, K. C.; VAN ONGEVAL, C.; MARCHAL, G.; BOSMANS, H. Experimental investigation on the choice of the tungsten/rhodium anode/filter combination for an amorphous selenium-based digital mammography system. **European Journal of Radiology**, [s.l.], Vol. 17, no. 9, p. 2368-2375, Sept. 2007.

UNITED NATIONS. Department of Economic and Social Affairs. **The World's Women 2010**. Trends and Statistics. New York: United Nations, 2010.

U.S. PREVENTIVE SERVICES TASK FORCE. Screening for breast cancer: U.S. Preventive Services Task Force Recommendation Statement. **Annals of**

Internal Medicine, Philadelphia, Vol. 151, no. 10, p. 716–726, w-236, Nov. 17, 2009.

VAÑO, E. Global view on radiation protection in medicine. **Radiation Protection Dosimetry**, Oxford, Vol. 147, no. 1-2, p. 3-7, Sept. 2011.

WILLIAMS, M. B.; RAGHUNATHAN, P.; MORE, M. J. Optimization of exposure parameters in full field digital mammography. **Medical Physics**, College Park, Vol. 35, no. 6, p. 2414-2423, June 2008.

WORLD HEALTH ORGANIZATION. International Agency for Research on Cancer. **GLOBOCAN 2008**. Cancer Fact Sheet. Lyon: IARC, 2010. Disponível em: <<http://globocan.iarc.fr/>>. Acesso em: 11 jan. 2012.

WORLDOMETERS. Real time world statistics. **População Mundial**, 2012. [S.l.], 2012. Disponível em: <<http://www.worldometers.info/pt>>. Acesso em: 10 jan. 2012.

APÊNDICE A

Listagem dos testes de controle de qualidade realizados

Testes de controle de qualidade realizados no mamógrafo do IPOC

N	Nome do teste e localização do item no índice da referência (EC 2006)
1	Tamanho do ponto focal (2b.2.1.1)
2	Distância fonte-imagem (2b.2.1.1.2)
3	Alinhamento do campo de radiação com o receptor de imagem (2b.2.1.1.3)
4	Rendimento do tubo de raios X (Saída do tubo) (2b.2.1.1.5)
5	Tensão do tubo de raios X (2b.2.1.2.1)
6	Camada semiredutora (2b.2.1.2.2)
7	Reprodutibilidade do AEC (2b.2.1.3.3)
8	Homogeneidade – teste do campo plano* (2b.2.1.3.4)
9	Espessura do objeto e compensação da voltagem do tubo ~ AOP e SNR* (2b.2.1.3.5)
10	Compressão (2b.2.1.4)
11	Fator do sistema de grade (2b.2.1.5.1)
12	Imagem com grade (2b.2.1.5.2)
13	Função resposta do receptor de imagem (2b.2.2.1.1)
14	Avaliação do ruído (2b.2.2.1.2)
15	Homogeneidade da imagem do receptor (2b.2.2.3.1)
16	Elementos defeituosos nos detectores não corrigível (2b.2.2.3.3)
17	Dosimetria* (2b.2.3)
18	Limite de visibilidade do contraste (2b.2.4.1)
19	Modulation Transfer Function (MTF)* (2b.2.4.2)
20	Tempo de exposição (2b.2.4.3)
21	Distorção geométrica e avaliação de artefactos (2b.2.4.4)
22	Imagem fantasma (2b.2.4.5)
23	Luz ambiente (2b.4.1.1)
24	Distorção geométrica (2b.4.1.2)
25	Visibilidade do contraste (2b.4.1.3)
26	Resolução (2b.4.1.4)
27	Artefatos no monitor (2b.4.1.5)
28	Faixa de luminância (2b.4.1.6)
29	Faixa dos níveis de cinza do monitor (2b.4.1.7)
30	Uniformidade da luminância (2b.4.1.8)

*Testes também recomendados pelo fabricante (GE 2005)

APÊNDICE B

Roteiro para a avaliação das imagens

Avaliação das imagens



universidade
de aveiro



ROTEIRO PARA A AVALIAÇÃO DAS IMAGENS

1. Agradecer a colaboração.
2. Explicar que o objetivo é avaliar qual é o conjunto de parâmetros técnicos que fornece uma imagem melhor para o diagnóstico médico.
3. A avaliação das imagens deve ser realizada com calma e que no momento que se sentirem cansados, podem parar e continuar em outro dia.
4. Para colocar a sala como normalmente analisam os exames e que podem utilizar todos os recursos que costumam usar.
5. Serão 15 imagens no total.
6. Nas 12 primeiras imagens, cada uma apresenta dois quadrantes. No primeiro (1º) quadrante, é para ser analisada a detecção das estruturas de acordo com os critérios:
 - 1 – Limiar da visibilidade, mas que ainda pode ser detectada.
 - 2 – Visível.
 - 3 – Claramente visível.

No segundo (2º) quadrante, é para fazer o relatório médico.

7. No final, serão apresentados 3 pares de imagens para eles indicarem qual, entre as duas, gostam mais ou preferem.

AVALIAÇÃO DAS IMAGENS

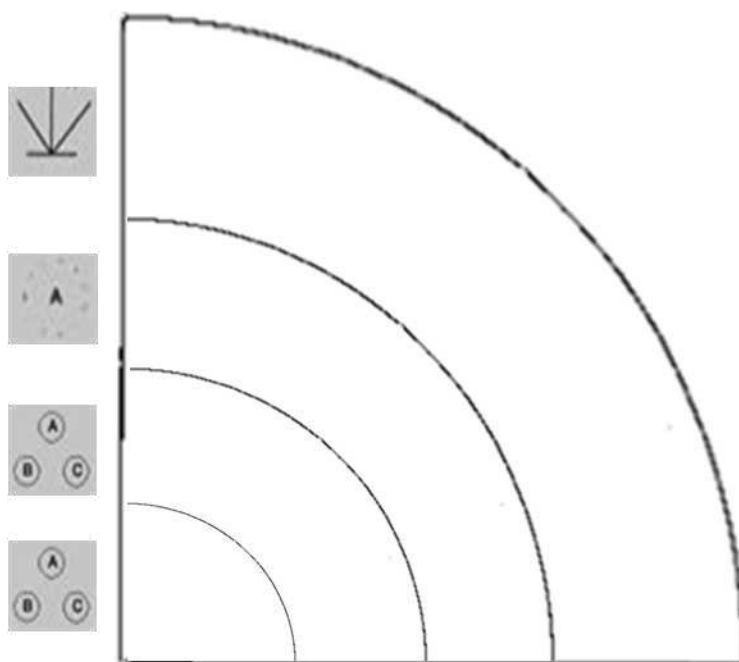
1º Quadrante

Assinale na figura abaixo as estruturas que consegue ver na imagem e o grau de visibilidade com o qual as detecta, conforme os critérios 1; 2 ou 3 .

1 – Limiar da visibilidade.

2 – Visível.

3 – Claramente visível.



2º Quadrante

Fazer o relatório médico

Médico (a) : _____

Imagem: ____ 1

APÊNDICE C

Publicações e comunicações de resultados

Publicações e comunicações de resultados

FAUSTO, A. M. F.; RODA, A. R.; KHOURY, H. J.; LOPES, M. C. Estimación de dosis en mamografía digital. In: CONGRESO SOCIEDAD ESPAÑOLA DE FÍSICA MÉDICA, 17.; LA SOCIEDAD ESPAÑOLA DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA, 12., Alicante, 2009. **Poster...** Alicante, 2009.

FAUSTO, A. M. F.; RODA, A.; LOPES, M. C.; NEVES, S.; PEREIRA, S.; SOUSA, M. C.; KHOURY, H. J. Patient dose versus image quality in digital mammography at Instituto Português de Oncologia de Coimbra (IPOC) – Portugal. In: WORLD CONGRESS ON MEDICAL PHYSICS AND BIOMEDICAL ENGINEERING, 2009, Munich. **Proceedings 25...** Munich: Dössel Schlegel, 2009. p. 652-655.

FAUSTO, A. M. F.; SOUSA, M. C.; LOPES, M. C.; RODA, A.; NEVES, S.; PEREIRA, S.; KHOURY, H. J. Qualidade da imagem versus dose paciente em mamografia digital: Aplicação dos critérios de qualidade das guias de ação europeias. In: CONGRESSO DE PROTEÇÃO CONTRA RADIAÇÃO DE PAÍSES DE COMUNIDADES DE LÍNGUA PORTUGUESA, 1., Lisboa, 2009. **Apresentação Oral...** Lisboa, 2009.

FAUSTO, A. M. F.; SOUSA, M. C.; LOPES, M. C.; RODA, A.; NEVES, S.; PEREIRA, S.; KHOURY, H. J. Avaliação da qualidade da imagem clínica e da dose paciente em mamografia digital. In: CONFERÊNCIA NACIONAL DE FÍSICA, 17.; ENCONTRO IBÉRICO PARA O ENSINO DA FÍSICA, 20., Vila Real, Portugal, 2010. **Livro de Resumos...** Vila Real, Portugal: Sociedade Portuguesa de Física, 2010. p. 143.

FAUSTO, A. M. F.; SOUSA, M. C.; LOPES, M. C.; FURQUIM, T. A. C.; RODA, A.; VENTURA, T.; KOYAMA, M. A. Optimization of the acquisition parameters in a GE Senographe DS digital mammography system with the CDMAN phantom. In: EUROPEAN MEDICAL PHYSICS AND ENGINEERING CONFERENCE, Dublin, 2011. **Poster...** Dublin, 2011.

APÊNDICE D

Esquema lógico da investigação realizada

ESQUEMA LÓGICO DA INVESTIGAÇÃO

ETAPA 1
Caracterização
da prática clínica

Montagem do banco de dados

Análise Estatística

Definiu-se as faixas das espessuras de mamas características da instituição
 E_p ; E_m ; E_g

Em cada faixa de espessura de mama, selecionou-se uma espessura típica para a qual os parâmetros escolhidos pelo sistema AOP durante a exposição dos objetos simuladores eram representativos dos parâmetros escolhidos na clínica

ETAPA 2
Estudo de otimização
dos parâmetros de
exposição do
mamógrafo

Escolha da métrica para análise da Qualidade de Imagem (IQ)

IQF_{inv}

O IQF_{inv} é influenciado pelas opções de processamento da imagem do mamógrafo?

NÃO

Utilizamos as imagens processadas com as opções de processamento da imagem ativas
(a imagem que os médicos usam na clínica!)

Escolha da FOM :

$$FOM \propto \frac{(IQF_{inv})^2}{AGD}$$

Medidas de FOM
 $p/ E_p; E_m; E_g$

Curvas
FOM vs kV_p

Curvas para pontos otimizados ($A/F; kV_p$)
FOM vs mAs

Conclusão: o mamógrafo não está otimizado para E_p

ETAPA 3
Estudo do impacto
da otimização na
capacidade de
detecção das
estruturas da mama

A proposta de otimização permite melhorar a capacidade de visualização das estruturas da mama?

Criação de 4 imagens de "mama" para análise
Fantoma utilizado: TORMAM
Configuração: E_p

Rh/Rh- Proposta de otimização

STD-padrão na clínica

Mo/Rh

Mo/Mo

ESTUDO FÍSICO (imagem RAW)
•SNR
• Δd Picos

ESTUDO "CLÍNICO"
Apresentam-se as imagens aos médicos

ANÁLISE ESTATÍSTICA
das pontuações

RESULTADO

MELHOR IMAGEM: Rh/Rh – Proposta de otimização

CONCLUSÕES

Desenvolvimento de uma
metodologia para a OTIMIZAÇÃO
 $FOM \propto \frac{(IQF_{inv})^2}{AGD}$

A imagem proposta e a padrão são
equivalentes na capacidade de
detecção do conjunto de estruturas da
mama do TORMAM (Filamentos +
microcalcificações + massas)

A imagem PROPOSTA é a
melhor imagem do ponto de
vista físico e para a detecção
de microcalcificações

Elaboração de protocolo técnico
para ajuste do sistema
mamográfico com a metodologia
de otimização proposta

